

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant(s): AZUMA, et al.  
Serial No.: Not assigned  
Filed: July 18, 2003  
Title: ULTRASONIC IMAGING SYSTEM AND ULTRASONIC SIGNAL  
PROCESSING METHOD  
Group: Not assigned

LETTER CLAIMING RIGHT OF PRIORITY

Mail Stop Patent Application  
Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, VA 22313-1450

July 18, 2003

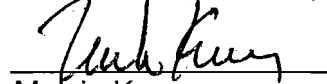
Sir:

Under the provisions of 35 USC 119 and 37 CFR 1.55, the applicant(s) hereby claim(s) the right of priority based on Japanese Application No.(s) 2002-296183 filed October 9, 2002.

A certified copy of said Japanese Application is attached.

Respectfully submitted,

ANTONELLI, TERRY, STOUT & KRAUS, LLP

  
\_\_\_\_\_  
Melvin Kraus  
Registration No. 22,466

MK/amr  
Attachment  
(703) 312-6600

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2002年10月 9日

出 願 番 号

Application Number:

特願2002-296183

[ST.10/C]:

[JP2002-296183]

出 願 人

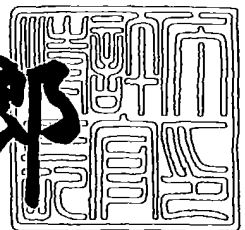
Applicant(s):

株式会社日立メディコ

2003年 6月 2日

特 許 庁 長 官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

太田 信一郎



出証番号 出証特2003-3041896

【書類名】 特許願  
【整理番号】 NT02P0774  
【提出日】 平成14年10月 9日  
【あて先】 特許庁長官 殿  
【国際特許分類】 A61B 8/00

【発明者】

【住所又は居所】 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内

【氏名】 東 隆

【発明者】

【住所又は居所】 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内

【氏名】 梅村 晋一郎

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

【氏名】 林 達也

【発明者】

【住所又は居所】 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内

【氏名】 川畑 健一

【発明者】

【住所又は居所】 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内

【氏名】 長田 亜希子

【特許出願人】

【識別番号】 000153498

【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ

【代理人】

【識別番号】 100068504

【弁理士】

【氏名又は名称】 小川 勝男

【電話番号】 03-3661-0071

【選任した代理人】

【識別番号】 100086656

【弁理士】

【氏名又は名称】 田中 恭助

【電話番号】 03-3661-0071

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 081423

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 超音波イメージング装置及び超音波信号処理方法

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波パルスを生体に送信し、前記生体から反射される超音波パルスを受信して、前記生体の B モード画像データを得る超音波イメージング装置に於いて、前記 B モード画像データから、前記生体の組織の構造を強調した構造強調画像データを抽出する構造抽出部と、前記 B モード画像データから、前記生体の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データを抽出するテクスチャパターン抽出部と、前記構造強調画像データと前記テクスチャ強調画像データを重み付けて合成し、合成画像を求める合成部と、前記構造強調画像データ、前記テクスチャ強調画像データ、前記合成画像の少なくとも 1 つを表示する表示部と、を有することを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波イメージング装置に於いて、重みを変えた 2 つの合成画像を並べて表示するよう構成したことを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波イメージング装置に於いて、前記構造抽出部は、前記生体内で少なくとも一方向に連続的に分布する点反射体の集合によって構成される生体組織の構造を抽出することを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波イメージング装置に於いて、前記テクスチャパターン抽出部は、前記生体内で連続的に分布せずに、点在する点反射体の集合によって構成される反射源に起因する成分を抽出することを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波イメージング装置に於いて、前記構造抽出部は、前記 B モード画像データの各画素の周辺画素の範囲を定める手段と、前記各画素の輝度と前記周辺画素の各画素の輝度差から重み関数を決定するための関数を求める

手段とを有し、前記関数は0の時に極大点をもち、負の無限大から正の無限大の範囲での前記関数の絶対値の積分値は有限であり、前記関数の微分から、前記周辺画素の各画素に対する前記重み関数を決定して、前記重み関数と前記周辺画素の各画素の輝度との積和を前記Bモード画像データの各画素の輝度に加算した値を、前記構造強調画像データの各画素の信号強度とすることを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項6】

請求項1記載の超音波イメージング装置に於いて、前記Bモード画像データの同一フレーム内の画素の信号強度の分布に基づいて、前記構造抽出部、前記テクスチャパターン抽出部、前記合成部に信号処理のためのパラメータを設定するパラメータ設定部を有することを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項7】

請求項1記載の超音波イメージング装置に於いて、前記テクスチャパターン抽出部は、前記Bモード画像データの同一フレーム内の画素の信号強度の2方向に於ける微分フィルタを用いて、前記テクスチャパターンを強調することを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項8】

複数の超音波素子を具備し、超音波パルスを生体に送信し、前記生体から反射される超音波パルスを受信する超音波探触子と、前記超音波探触子から送信する超音波の送波信号を出力する送波ビームフォーマと、前記超音波探触子により受波された受波信号から受波ビーム信号であるRF信号を生成して出力する受波ビームフォーマと、前記超音波探触子による超音波の送信と受信とを切り替える送受切り替え部と、前記RF信号の包絡線を検出しビデオ信号として出力する包絡線検波部と、前記ビデオ信号が入力されるスキャンコンバータと、前記スキャンコンバータの出力から、前記生体の組織の構造を強調した構造強調画像データを抽出する構造抽出部と、前記スキャンコンバータの出力から、前記生体の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データを抽出するテクスチャパターン抽出部と、前記構造強調画像データと前記テクスチャ強調画像データを重み付けて合成し、合成画像を求める合成部と、前記構造抽出部

、前記テクスチャパターン抽出部、前記合成部に信号処理のためのパラメータを設定するパラメータ設定部と、前記信号処理のためのパラメータを入力して前記パラメータ設定部に前記信号処理のためのパラメータを設定する入力部と、前記入力部から入力される制御パラメータに基づいて、前記送波ビームフォーマ、前記送受切り替え部、前記受波ビームフォーマを制御する制御部と、前記構造強調画像データ、前記テクスチャ強調画像データ、前記合成画像の少なくとも1つを表示する表示部と、を有することを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項9】

請求項8記載の超音波イメージング装置に於いて、前記パラメータ設定部は、前記ビデオ信号に基づいて、前記信号処理のためのパラメータを設定することを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項10】

請求項8記載の超音波イメージング装置に於いて、前記制御部は、前記超音波探触子に関する情報、前記生体の撮像対象部位に関する情報を、前記パラメータ設定部に設定することを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項11】

請求項8記載の超音波イメージング装置に於いて、前記合成部の出力から前記生体の撮像対象部位を3次元表示するためのデータを生成するレンダリング部を有し、前記表示部に、前記生体の撮像対象部位が3次元表示されることを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項12】

複数の超音波素子を具備し、超音波パルスを生体に送信し、前記生体から反射される超音波パルスを受信する超音波探触子と、前記超音波探触子から送信する超音波の送波信号を出力する送波ビームフォーマと、前記超音波探触子により受波された受波信号から受波ビーム信号であるRF信号を生成して出力する受波ビームフォーマと、前記超音波探触子による超音波の送信と受信とを切り替える送受切り替え部と、前記RF信号から、前記生体の組織の構造を強調した構造強調画像データを抽出する構造抽出部と、前記RF信号から、前記生体の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データを抽出する

テクスチャパターン抽出部と、前記構造強調画像データと前記テクスチャ強調画像データを重み付けて合成し、合成画像を求める合成部と、前記合成部の出力信号の包絡線を検出しビデオ信号として出力する包絡線検波部と、前記ビデオ信号が入力されるスキャンコンバータと、前記構造抽出部、前記テクスチャパターン抽出部、前記合成部に信号処理のためのパラメータを設定するパラメータ設定部と、前記信号処理のためのパラメータを入力して前記パラメータ設定部に前記信号処理のためのパラメータを設定する入力部と、前記入力部から入力される制御パラメータに基づいて、前記送波ビームフォーマ、前記送受切り替え部、前記受波ビームフォーマを制御する制御部と、前記構造強調画像データ、前記テクスチャ強調画像データ、前記合成画像の少なくとも1つを表示する表示部と、を有することを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項13】

請求項12記載の超音波イメージング装置に於いて、前記パラメータ設定部は、前記受波信号に基づいて、前記信号処理のためのパラメータを設定することを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項14】

複数の超音波素子を具備し、超音波パルスを生体に送信し、前記生体から反射される超音波パルスを受信する超音波探触子と、前記超音波探触子から送信する超音波の送波信号を出力する送波ビームフォーマと、前記超音波探触子により受波された受波信号から受波ビーム信号であるRF信号を生成して出力する受波ビームフォーマと、前記超音波探触子による超音波の送信と受信とを切り替える送受切り替え部と、前記RF信号の包絡線を検出しビデオ信号として出力する包絡線検波部と、前記ビデオ信号から、前記生体の組織の構造を強調した構造強調画像データを抽出する構造抽出部と、前記ビデオ信号から、前記生体の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データを抽出するテクスチャパターン抽出部と、前記構造強調画像データと前記テクスチャ強調画像データを重み付けて合成し、合成画像を求める合成部と、前記合成部の出力信号がビデオ信号として入力されるスキャンコンバータと、前記構造抽出部、前記テクスチャパターン抽出部、前記合成部に信号処理のためのパラメータを設定す

るパラメータ設定部と、前記信号処理のためのパラメータを入力して前記パラメータ設定部に前記信号処理のためのパラメータを設定する入力部と、前記入力部から入力される制御パラメータに基づいて、前記送波ビームフォーマ、前記送受切り替え部、前記受波ビームフォーマを制御する制御部と、前記構造強調画像データ、前記テクスチャ強調画像データ、前記合成画像の少なくとも1つを表示する表示部と、を有することを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項15】

請求項14記載の超音波イメージング装置に於いて、前記パラメータ設定部は、前記ビデオ信号に基づいて、前記信号処理のためのパラメータを設定することを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項16】

超音波パルスを生体に送信し、前記生体から反射される超音波パルスを受信して、前記生体のBモード画像データを得る超音波イメージング装置に於いて、前記Bモード画像を与えるデータを用いて、前記生体の組織の構造を強調した構造強調画像データを抽出する構造抽出部と、前記Bモード画像データを用いて、前記構造抽出部と並行して、前記生体の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データを抽出するテクスチャパターン抽出部と、前記構造強調画像データと前記テクスチャ強調画像データを重み付けて合成し、合成画像を求める合成部と、前記構造強調画像データ、前記テクスチャ強調画像データ、前記合成画像の少なくとも1つを表示する表示部と、を有することを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項17】

超音波パルスを生体に送信し、前記生体から反射される超音波パルスを受信して、前記生体のBモード画像データを得る手段と、前記Bモード画像データから、前記生体の組織の構造を強調した構造強調画像データを抽出する構造抽出部と、前記構造強調画像データを表示する表示部と、を有することを特徴とする超音波イメージング装置に於いて、前記構造抽出部は、前記Bモード画像データの各画素の周辺画素の範囲を定める手段と、前記各画素の輝度と前記周辺画素の各画素の輝度差から重み関数を決定するための関数を求める手段とを有し、前記関数

は0の時に極大点をもち、負の無限大から正の無限大の範囲での前記関数の絶対値の積分値は有限であり、前記関数の微分から、前記周辺画素の各画素に対する前記重み関数を決定して、前記重み関数と前記周辺画素の各画素の輝度との積和を前記Bモード画像データの各画素の輝度に加算した値を、前記構造強調画像データの各画素の信号強度とすることを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項18】

超音波パルスを生体に送信し、前記生体から反射される超音波パルスを受信して、前記生体のBモード画像データを得る超音波イメージング装置に於いて、前記Bモード画像データを蓄える画像メモリと、前記画像メモリのデータから、前記生体の組織の構造を強調した構造強調画像データを抽出する構造抽出部と、前記画像メモリのデータから、前記生体の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データを抽出するテクスチャパターン抽出部と、前記構造強調画像データと前記テクスチャ強調画像データを重み付けて合成し、合成画像を求める合成部と、前記構造強調画像データ、前記テクスチャ強調画像データ、前記合成画像の少なくとも1つを表示する表示部と、を有することを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項19】

請求項18に記載の超音波イメージング装置に於いて、前記構造抽出部は、前記生体内で少なくとも一方向に連続的に分布する点反射体の集合によって構成される生体組織の構造を抽出することを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項20】

請求項18に記載の超音波イメージング装置に於いて、前記テクスチャパターン抽出部は、前記生体内で連続的に分布せずに、点在する点反射体の集合によって構成される反射源に起因する成分を抽出することを特徴とする超音波イメージング装置。

【請求項21】

請求項18に記載の超音波イメージング装置に於いて、前記構造抽出部は、前記Bモード画像データの各画素の周辺画素の範囲を定める手段と、前記各画素の輝度と前記周辺画素の各画素の輝度差から重み関数を決定するための関数を求め

る手段とを有し、前記関数は0の時に極大点をもち、負の無限大から正の無限大の範囲での前記関数の絶対値の積分値は有限であり、前記関数の微分から、前記周辺画素の各画素に対する前記重み関数を決定して、前記重み関数と前記周辺画素の各画素の輝度との積和を前記Bモード画像データの各画素の輝度に加算した値を、前記構造強調画像データの各画素の信号強度とすることを特徴とする超音波イメージング装置。

#### 【請求項22】

生体に超音波パルスを送受信して、得られた反射エコー信号を変換してBモード画像データに信号処理を行なう超音波信号処理方法に於いて、前記Bモード画像データから、前記生体の組織の構造を強調した構造強調画像データを抽出する構造抽出処理と、前記Bモード画像データから、前記生体の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データを抽出するテクスチャパターン抽出処理と、前記構造強調画像データと前記テクスチャ強調画像データを重み付けて合成し、合成画像を求める合成処理とを行ないことを特徴とする超音波信号処理方法。

#### 【請求項23】

請求項22に記載の超音波信号処理方法に於いて、前記生体の組織の構造抽出処理は、前記生体内で少なくとも一方向に連続的に分布する点反射体の集合によって構成される生体組織の構造を抽出することを特徴とする超音波信号処理方法。

#### 【請求項24】

請求項22に記載の超音波信号処理方法に於いて、前記テクスチャパターン抽出処理は、前記生体内で連続的に分布せずに、点在する点反射体の集合によって構成される反射源に起因する成分を抽出することを特徴とする超音波信号処理方法。

#### 【請求項25】

請求項22に記載の超音波信号処理方法に於いて、前記構造抽出処理は、前記Bモード画像データの各画素の周辺画素の範囲を定める処理と、前記各画素の輝度と前記周辺画素の各画素の輝度差から重み関数を決定するための関数を求める処理と、前記関数の微分から、前記周辺画素の各画素に対する前記重み関数を決

定する処理と、前記重み関数と前記周辺画素の各画素の輝度との積和を前記 B モード画像データの各画素の輝度に加算した値を、前記構造強調画像データの各画素の信号強度とする処理とを有し、前記関数は 0 の時に極大点をもち、負の無限大から正の無限大の範囲での前記関数の絶対値の積分値は有限であることを特徴とする超音波信号処理方法。

【請求項 2 6】

請求項 2 2 記載の超音波信号処理方法に於いて、前記 B モード画像データの同一フレーム内の画素の信号強度の分布に基づいて、前記構造抽出処理、前記テクスチャパターン抽出処理、前記合成処理に於ける信号処理のためのパラメータが設定されることを特徴とする超音波信号処理方法。

【請求項 2 7】

請求項 2 2 記載の超音波信号処理方法に於いて、前記テクスチャパターン抽出処理は、前記 B モード画像データの同一フレーム内の画素の信号強度の 2 方向に於ける微分フィルタを用いて、前記テクスチャパターンを強調することを特徴とする超音波信号処理方法。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波により生体のイメージングを行なう超音波撮像装置及び超音波撮像方法に関する。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

医療画像診断に用いられる超音波撮像装置は、超音波パルス反射法を用いて、生体の軟部組織の断層像や生体内を流れる血流像等をほぼリアルタイムでモニタに表示して観察でき、また、放射線を用いる画像診断装置のような放射線被爆を生体に与えないことから安全性も高いとされ、更に小型で安価なことも加わり、広く医療の分野で用いられている。

【0 0 0 3】

超音波断層像（B モード画像）は、生体に超音波を送信し、音響インピーダン

スが空間的に変化している生体内の部位から反射してくるエコー信号を受信することにより、超音波を送信してからエコー信号を受信するまでの時間から推定される反射源の位置と、エコー信号の強度を画像化したものである。超音波イメージングでは、スペックル（斑点）と呼ばれる固有のアーチファクトを生じることが知られており、画像の品質改善にはスペックルを最小にすることが望ましい。

#### 【0004】

従来、Bモード像の適応強調を行なうための方法、装置が提案されている（例えば、特許文献1参照）。このBモード像強調装置では、スペックルを平滑化する低域フィルタとエッジ強調する高域フィルタとが、包絡線検出器の出力に接続された並列の信号通路に配置される。高域フィルタの信号通路の信号は、高域フィルタリングの前に対数圧縮される。低域フィルタの信号通路の信号は、低域フィルタリングの後に対数圧縮される。低域フィルタリングされた信号及び高域フィルタリングされた信号にそれぞれの重み付け係数が適応重み付け手段により加えられる。低域フィルタリングされ重み付けされた信号及び高域フィルタリングされ重み付けされた信号は加算され、次いで、随意選択により、デシメーション及び走査変換の前にエイリアシング防止用フィルタに入力される。

#### 【0005】

また、統計的類似度を利用したRF信号内の微小構造物抽出法に関する提案がなされている（例えば、非特許文献1参照）。本手法では、サンプル内の受信信号に対してレイリー確率密度を仮定した「類似度」による重み付けを行なう空間フィルタリングによって、参照すべき $\sigma$ 値の推定を行なうため、生体減衰の影響等を回避できるのが特徴である。

#### 【0006】

正常肝臓と肝硬変のRF信号を用いて本手法を適用したところ、非レイリーを呈する微小散乱体が画像診断の描画性を比較的保ったまま抽出できた。

#### 【0007】

また、従来技術の一例として挙げた非特許文献1では、サンプル内の統計量に基づく「類似度」によるスペックルの平滑化を行なうと同時に、非レイリーを呈する信号を統計的に抽出する手法を提案している。この手法に於ける類似度によ

るフィルタリングでは、走査線毎の1次元データを順に並べ2次元マトリックス配置された超音波受信RF信号のある一点 $P_0(x, y)$ を中心とした $(M, N)$ ピクセルのマトリックスを考え、マトリックス内の全点 $P_i$ に対して(数1)のような重み係数を求める。

$$w_i = \{1 - ((I_i - I_0) / \alpha \sigma)^2\}^2 \dots\dots\dots (数1)$$

$I_i$ 、 $I_0$ はそれぞれ点 $P_i$ 、 $P_0$ の振幅値、 $\sigma$ はサンプル内の標準偏差、 $\alpha$ は任意に定めるフィルタ係数である。上式で $\{ \}$ 内が負のときは $w_i = 0$ とする。

(数1)で求めた $w_i$ を使用して、各点の振幅値を点 $P_0$ の振幅値に(数2)のように重畳させる。

$$P_0 \Rightarrow \Sigma P_i w_i / \Sigma w_i \dots\dots\dots (数2)$$

(数2)により、本フィルタは広義には平滑化フィルタであるが、ピクセル間の距離には無関係で、振幅の差、すなわち「類似」するもの同士が平均化されることになる。

【0008】

【特許文献1】

特開平11-197151号公報

【非特許文献1】

神山他、「統計的類似度を利用したRF信号内の微小構造物抽出法」  
日本超音波医学会基礎技術研究会資料、社団法人日本超音波医学会、  
2001年12月22日、vol.101、No.4、p.14-18

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

図1は、本発明が解決しようとする課題を説明するための図であり、連続する反射体(構造物)による超音波の反射強度を模式的に示す図である。

【0010】

図1(A)は、生体内で連続的に連なった構造物-1(31)と構造物-2(32)の界面による超音波の反射強度を模式的に示す図、図1(B)は、生体内で連続的に連なった構造物-3(33)と構造物-4(34)の界面による超音波の反射強度を模式的に示す図である。51は2つの構造物の界面に沿った方向

を示し、52は2つの構造物の界面に直交する方向を示す。

【0011】

図2は、本発明が解決しようとする課題を説明するための図であり、生体内で点在する点反射体40、41、42、43、44による超音波の反射強度を模式的に示す図である。

【0012】

生体内での反射は、以下の(1)、(2)に分類できる。

(1) 臓器、血管壁、腫瘍等の臓器内組織、血管内の血栓、等々の構造物が、少なくとも1方向に連続的に連なった界面(図1)で生じる超音波の反射。

(2) 臓器等の内部に点在し、連続的な繋がりを構成せずに散らばって分布する点反射体(図2)に起因する反射。

【0013】

以下の説明では、(1)の超音波の反射による反射強度に基づく画像、即ち、生体内で少なくとも一方向に連続的に分布する点反射体の集合によって構成される生体組織の構造を強調して抽出することにより得られる画像(構造を反映した画像)を、「構造抽出画像」、又は、「構造強調画像」と呼ぶ。また、(2)の超音波の反射による反射強度に基づく画像、即ち、生体内で連続的に分布せずに、点在する点反射体の集合によって構成される反射源に起因する成分を抽出することにより得られる画像(組織のテクスチャを反映した画像)を、「テクスチャ抽出画像」、「テクスチャ強調画像」と呼ぶ。生体内の組織の性状に起因するテクスチャパターンも生体情報の1つであり、組織の性状を表わす画像情報として診断に活用される。

【0014】

超音波による撮像では、送受波の口径の大きさ、この口径と反射源との間の距離、超音波パルスの周波数によって定まる点応答関数の広がりと同程度の範囲、又は、点応答関数の広がりより小さい範囲で、各反射体による超音波の反射強度の分布が変化する場合、これら各反射体からのエコー信号が干渉し合うため、実際の反射体の分布を反映する画像に干渉パターンが重畳するか、又は、上記の画像が干渉パターンで変調される。このため生体内の構造物が見え辛くなるという

課題がある。

【 0 0 1 5 】

超音波画像で生体内の構造物を見やすくする試みとして、上記の干渉パターンを除去する方法が検討されてきた。通常の線形フィルタでは、干渉パターンの除去効率を高めると、構造物のエッジも鈍ってしまうという欠点がある。

【 0 0 1 6 】

一般に、構造物に於ける反射源の分布の方がテクスチャの起因となる反射源の分布に比べ空間周波数が低いとは限らない。図 1 (B) に示す 2 つの構造物 3 3、3 4 の界面に直交する方向 5 2 に於ける空間周波数は、テクスチャの起因となる反射源の分布の空間周波数と同程度であり、2 つの構造物 3 3、3 4 の界面に沿った方向 5 1 に於いて、エコー信号の強度変化が、高い空間周波数で生じる場合もあり得る。従って、特許文献 1 に記載の方法では、高域フィルタと低域フィルタの 2 種類のフィルタを使用することにより、B モード像の適応強調を行なうが、構造物の輪郭の鮮明化と干渉パターンの除去を両立するのは困難である。干渉パターンの除去に低域フィルタを用いることは、画質劣化の点から不適切であり、また、生体内の構造物の抽出とテクスチャの抽出に関しては、上記の 2 種類のフィルタがアクセルとブレーキの機能に対応していない。

【 0 0 1 7 】

上述した非特許文献 1 に記載のフィルタは構造物の抽出に優れるが、テクスチャパターンを消してしまうという課題があった。構造物の抽出の度合の制御だけで、相反する性質をもつ構造物の抽出とテクスチャパターンの抽出のバランスの調整を行なうことは困難である。

【 0 0 1 8 】

本発明の目的は、B モード画像データから、生体内の組織の構造を強調した構造強調画像データと生体内の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データを抽出して、これら抽出された 2 つの画像データを重み付けて合成した合成画像を得ることができる超音波イメージング装置及び超音波イメージング方法を提供することにある。

【 0 0 1 9 】

## 【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明では、超音波パルスを生体に送信し、生体から反射される超音波パルスを受信して、生体のBモード画像データを得る超音波イメージング装置に於いて、Bモード画像データから、生体内の組織の構造を強調した構造強調画像（構造抽出画像）データを抽出する構造抽出部と、Bモード画像データから、生体内の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像（テクスチャ抽出画像）データを抽出するテクスチャパターン抽出部と、構造強調画像データとテクスチャ強調画像データを重み付けて合成し、合成画像を求める合成部と、構造強調画像データ、テクスチャ強調画像データ、合成画像の少なくとも1つを表示する表示部と、構造抽出部とテクスチャ抽出部をオペレータが制御可能な手段を備えることに特徴がある。

## 【0020】

オペレータが制御可能な手段として、Bモード画像データの同一フレーム内の画素の信号強度の分布に基づいて、構造抽出部、テクスチャパターン抽出部、合成部に信号処理のためのパラメータを設定するパラメータ設定部を有する。

## 【0021】

構造抽出部は、生体内で少なくとも一方向に連続的に分布する点反射体の集合によって構成される生体組織の構造を抽出する。構造抽出部は、類似性を利用した非線形フィルタによって構成され、Bモード画像データの各画素の周辺画素の範囲を定める手段と、各画素の輝度と周辺画素の各画素の輝度差から重み関数を決定するための関数を求める手段とを有する。この関数は0の時に極大点をもち、負の無限大から正の無限大の範囲でのこの関数の絶対値の積分値は有限である。この関数の微分から、周辺画素の各画素に対する重み関数を決定する。重み関数と周辺画素の各画素の輝度との積和をBモード画像データの各画素の輝度に加算した値を、構造強調画像データの各画素の信号強度とする。

## 【0022】

テクスチャパターン抽出部は、Bモード画像データの同一フレーム内の画素の信号強度の2方向に於ける微分フィルタによって構成され、生体内で連続的に分布せずに、点在する点反射体の集合によって構成される反射源に起因する成分を

抽出する。

【0023】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施例を、図を用いて詳細に説明する。

【0024】

(実施例1)

図3は、本発明の実施例1の超音波イメージング装置の構成例を示す図である。1次元に超音波素子が配列される超音波探触子1は、生体（図示せず）に、超音波ビーム（超音波パルス）を送信し、生体により反射されたエコー信号（受波信号）を受信する。送波焦点に合わせた遅延時間をもつ送波信号は、制御系4の制御下にある送波ビームフォーマ3により出力され、制御系4の制御下にある送受切り替えスイッチ5を介して、超音波探触子1に送られる。生体内で反射又は散乱されて超音波探触子1に戻った超音波ビーム（超音波パルス）は、超音波探触子1によって電気信号に変換され、受波信号として、送受切り替えスイッチ5を介し受波ビームフォーマ6に送られる。

【0025】

受波ビームフォーマ6は、制御系4の制御の下で、受信のタイミングに応じて遅延時間を調整するダイナミックフォーカスを行う。受波ビームフォーマ6は、90度位相がずれた2つの受波信号のミキシングを行う複素のビームフォーマであり、実部と虚部のRF信号を出力する。このRF信号は包絡線検波部7によって検波され、ビデオ信号に変換され、スキャンコンバータ8に入力され画像データ（Bモード画像データ）に変換される。以上説明した構成は、周知の超音波イメージング装置の構成と同じである。

【0026】

実施例1の装置では、スキャンコンバータ8から出力される画像データは、構造抽出部（抽出部A）9に送られメモリに記憶され、テクスチャ抽出部（抽出部B）10に送られメモリに記憶される。この時デジタルシグナルプロセッシング（DSP）チップのようなパイプライン演算が得意なプロセッサを用いる場合など、1枚の断層像の画像データを全てを一度に転送しなくても、重みを計算する

範囲以上の走査線本数の画像データが各抽出部にあれば、その時点で重みの計算及び、抽出部の出力値の計算は可能であり、この抽出処理を行なう対象となるデータを超音波の撮像によって新しい走査線上の画像データが得られる毎に更新していくことは、超音波診断装置のリアルタイム画像表示にとって極めて有効な手段である。

## 【0027】

構造抽出部（抽出部A）9は、Bモード画像データから、生体内で少なくとも一方向に連続的に分布する点反射体の集合によって構成される生体組織の構造を抽出する。即ち、生体内の組織の構造を強調した構造強調画像データを抽出する。テクスチャ抽出部（抽出部B）10は、Bモード画像データから、生体内で連続的に分布せずに、点在する点反射体の集合によって構成される反射源に起因する成分を抽出する。即ち、生体内の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データを抽出する。合成部12は、構造強調画像データとテクスチャ強調画像データを合成して、合成画像を求める。合成画像は、表示部13に送られ表示される。

## 【0028】

パラメータ設定部11は、構造抽出部（抽出部A）9、テクスチャ抽出部（抽出部B）10、合成部12に、各部での信号処理のためのパラメータを設定する。これらパラメータは、オペレータによりユーザインターフェース2から入力され、パラメータ設定部11に出力される。ユーザインターフェース2は、生体内の組織構造とテクスチャのどちらをより強調するかというパラメータを設定する入力つまみを具備している。

## 【0029】

このように、ユーザインターフェース2により、装置の条件の他に、オペレータの撮像目的に関するパラメータが設定される。血管中の血栓の輪郭等対象物の構造を見たいのか、肝臓の肝硬変の進捗具合等肝臓組織の性状を反映したテクスチャパターンを見たいのか、又は、臓器中のがん組織等、構造とテクスチャの両方を見たい等、何を診断したいのかによって、抽出したいものは異なるので、撮像目的に関するオペレータによるパラメータの設定は非常に有効である。

## 【0030】

ユーザインターフェース2で、撮像対象もしくは診断目的をオペレータが選ぶと、周波数、ゲイン、送波フォーカス位置等の撮像パラメータが調節される。撮像目的または診断目的をユーザインターフェース2で選ぶと、構造強調画像データの抽出の度合いのパラメータとテクスチャ強調画像データの抽出の度合いのパラメータデフォルト値が最適化され、微調節をオペレータが行うという方法もオペレータの使い勝手を増すには有効な方法である。

## 【0031】

図3に示す装置の構成例では、スキャンコンバータ8からパラメータ設定部11に出力されメモリに記憶されるBモード画像データに基づくパラメータ設定も行なわれる。

## 【0032】

パラメータ設定部11はBモード画像データの統計情報を算出する。この統計情報は、後述するように、構造抽出部（抽出部A）9に於ける生体組織の構造の抽出処理の対象画素の輝度（ $I_0$ をもつ）と、この抽出処理の対象画素を囲み、重みを計算する範囲（重み計算範囲： $i = 1, 2, \dots, i_{\max}$ 、及び、 $j = 1, 2, \dots, j_{\max}$ からなる抽出処理の対象画素の周辺画素を含む）の内の画素の輝度（ $I_{ij}$ をもつ）との差を、上記の抽出処理の全ての対象画素に対して求めて得られる、輝度差の度数分布の幅であり、この輝度差の度数分布の幅を後述の重み関数を設定するために用いる。

## 【0033】

図4は、図3に示す本発明の実施例1の変形例を示す図であり、スキャンコンバータ8からBモード画像データをパラメータ設定部11のメモリに出力するに代えて、包絡線検波部7から出力されるビデオ信号をパラメータ設定部11のメモリに出力する。パラメータ設定部11は、ビデオ信号の統計情報、即ち、上記の輝度差の度数分布の幅を算出する。図4に於いて、ビデオ信号は、図3に示す包絡線検波部7から出力されるビデオ信号までの構成により得られる。

## 【0034】

図5は、本発明の実施例1の構造抽出部（抽出部A）9に於ける生体組織の構

造の抽出処理の対象画素と、重みを計算する範囲を説明する図である。

【0035】

図6は、本発明の実施例1の構造抽出部（抽出部A）9に於ける生体組織の構造の抽出処理のフロー図である。

【0036】

構造抽出部（抽出部A）9のメモリには、図5の（a）に示すように、時間軸  $t$  の方向にそれぞれ変化する、1, 2, ...,  $N$ 本の走査線に関する1次元の画像データを走査線の並ぶ方向に並べた2次元データが、生体組織の構造の抽出処理を行なうとする対象として、記憶されている。構造抽出部（抽出部A）9に於ける生体組織の構造の抽出処理の対象画素（輝度  $I_0$  をもつ）20を囲み、重みを計算する範囲（重み計算範囲）21を設定する。

【0037】

図5の（b）は、（a）に示す重みを計算する範囲（重み計算範囲）21の拡大図であり、重み計算範囲は、 $i = 1, 2, \dots, i_{\max}$ 、及び、 $j = 1, 2, \dots, j_{\max}$  からなる抽出処理の対象画素20の周辺画素22（輝度  $I_{ij}$  をもつ、 $i_{\max} \times j_{\max}$  個の画素からなる）を含む。重み計算範囲が大きいほど構造抽出フィルタの効果は大きいが、その分演算速度は遅くなる。

【0038】

この重み計算範囲を大きくする替わりに、生体組織の構造の抽出処理前にデシメーション処理（生体組織の構造の抽出処理を行なうとする対象の2次元データを、時間軸  $t$  の方向、走査線の並ぶ方向のそれぞれの方向で連続する複数の画素に関するデータを束ね加算して、束ね加算による2次元データを作成する処理）を行ない、束ね加算による2次元データの全ての画素に対して生体組織の構造の抽出処理が終了した後に、生体組織の構造の抽出処理が終了した束ね加算による2次元データを用いた補間演算により、束ね加算前の元の2次元データの画素数に戻すことも演算の効率化に有効である。

【0039】

デシメーション処理のリサンプル点数、 $i_{\max}$  と  $j_{\max}$ 、重み関数の形状が、図6のパラメータ設定工程101で設定される。パラメータ設定工程101では、

生体組織の構造の抽出処理の対象画素の輝度 ( $I_0$  をもつ) と、この抽出処理の対象画素を囲む重み計算範囲の内の画素の輝度 ( $I_{ij}$  をもつ) との差を、上記の抽出処理の全ての対象画素に対して求めて得られる輝度差の度数分布の幅を求める。この輝度差の度数分布の幅を後述の重み関数を設定するために用いる。

## 【0040】

データのリサンプル工程102で、データのリサンプルが行なわれる。重み計算範囲の設定工程103で、生体組織の構造の抽出処理の対象画素の位置と、 $i_{\max}$  と  $j_{\max}$  によって定まる重み計算範囲の画素が設定される。重み計算工程104で、後述の重み関数に基づいて重みの計算が行なわれる。これを重み計算範囲内の全ての画素に対して行われたと、重み計算の終了判定工程105で判定された時、輝度値置換工程106で、上記の抽出処理の対象画素に設定する輝度値が求められる。上記の抽出処理の対象画素の位置をシフトして、生体組織の構造の抽出処理を行なうとする2次元データの全ての画素に関して計算が行なわれたと、対象画素の終了判定工程107で判定された時、データ補間工程108で、データのリサンプル工程102でのリサンプルを元に戻すデータ補間が行なわれた後に、工程109で構造抽出処理が終了する。

## 【0041】

図7は、本発明の実施例1の装置に於ける生体組織の構造の抽出処理に用いる構造抽出フィルタの重み関数を説明する図である。図7(A)は、典型的な超音波画像に於ける、先に説明した輝度差の度数分布を示す図であり、横軸を先に説明した輝度差 ( $I_0 - I_{ij}$ ) とし、縦軸を輝度差 ( $I_0 - I_{ij}$ ) の出現度数を示す。

## 【0042】

図7(B)は、輝度差 ( $I_0 - I_{ij}$ ) の絶対値が大きくなるほど重みが単調に小さくなる重み関数  $W1$  の例を示しており、横軸 ( $I_0 - I_{ij}$ ) の値に対応して、重み  $W1_{ij}$  が計算される。重み関数  $W1$  の例として、非特許文献1に記載される先に示した(数1)の偶数次の多項式をはじめとして、その他、ガウシアン関数、 $1/(x^2 + a^2)$  のような関数、等の多様な偶関数が有り得る。しかし、リアルタイムで専用の演算回路によりフィルタ計算を行おうとすると、重み関数が指数関数のように高次の展開が必要となり、更に割り算があると、積和演算回数が増

え、リアルタイムに撮像を行なうという超音波診断のニーズを満たせない可能性が出てくる。

## 【 0 0 4 3 】

図 7 (C) は、本発明の実施例 1 で用いた構造抽出フィルタの重み関数  $W 2$  を示す。横軸  $(I_0 - I_{ij})$  の値に対応して、重み  $W 2_{ij}$  が計算される。重み関数  $W 2$  は関数  $W 1$  を微分して得られる奇関数である。

## 【 0 0 4 4 】

実施例 1 では、図 7 (A) に示す輝度差の度数分布から、重み関数  $W 2$  を決定するための関数  $W 1$  を求める。関数  $W 1$  は、 $(I_0 - I_{ij}) = 0$  の時に極大点を持ち、負の無限大から正の無限大の範囲での関数の絶対値  $W 1$  の積分値は有限である。(数 2) の分母の  $\Sigma$  は抽出処理の対象画素も含めた重みを計算する範囲の画素全てに対して行なわれるが、 $W_{ij}$  は画素によって値がまちまちであるため、毎回値が異なり、割り算の計算が必要になってしまう。DSP など高速なパイプライン処理を行なう場合、割り算一回の演算はその割り算に必要な精度の分だけ積和演算が必要になるので、超音波診断装置のようにリアルタイムでその処理を行なうには、割り算が無いアルゴリズムにすることが必要である。分母が定数とみなせるような近似方法が存在すれば、定数の割り算は逆数の掛け算で、演算時間を短縮することが可能となる。

## 【 0 0 4 5 】

そのための方法として、まず (数 3) に示す様に、 $I_0$  に関する部分を分数から外に出す。この (数 3) の分子の  $\Sigma$  の中身を新しい重み関数としてみなすと、図 7 (C) に示す関数形が新しい重み関数  $W 2$  になる。これは、すなわち関数  $W 1$  の微分から、求められる。分母は重みの総和による規格化因子なので、積分値が 0 になる関数  $W 2$  の場合は、その規格化の必要性が減少し、一定値とみなす近似を行なっても、近似の影響は無視可能になると予想され、実際の画像を用いた検討によってこの事実が裏付けられた。よって、(数 4) のように近似することが一般に成り立つため、割り算演算の省略が可能である。 $W_0$  としては、例えば、 $i_{\max} \times j_{\max}$  に比例する値を使用するが、この定数  $W_0$  に係数が掛かっても、それは分子をその係数で割ったことと同じであるから、 $W_0$  の値に関しては一意

に定まらず、上記思想に基づく限り、変更しても、(数4)全体で替わらなければ、勿論結果は同じである。さらに、 $W_0$ としては、 $i_{\max}$ 、 $j_{\max}$ に依存するような値を使用することができる(例えば、 $i_{\max} + j_{\max}$ )。

【0046】

$$\Sigma I_{ij} W_{ij} / \Sigma W_{ij} = I_0 + \Sigma \{ (I_{ij} - I_0) W_{ij} \} / \Sigma W_{ij} \quad \dots\dots\dots (数3)$$

【0047】

$$\Sigma I_{ij} W_{ij} / \Sigma W_{ij} \doteq I_0 + W_0^{-1} \Sigma \{ (I_{ij} - I_0) W_{ij} \} \quad \dots\dots\dots (数4)$$

(数4)に示すフィルタは、画素の輝度の周囲画素への連続性によって、その機能が異なる。輝度 $I_0$ と周囲画素の輝度 $I_{ij}$ の差が小さい時は、重みがほぼ一定の値になるので、2次元の低域フィルタとして働き、輝度 $I_0$ をもつ画素が、図1のように、2つの構造物(組織)の界面に位置する場合は、2つの構造物の界面に沿った画素に対して重みが大きくなるので、2つの構造物の界面に沿った方向51では、1次元の低域フィルタ、2つの構造物の界面に直交する方向52では、全域フィルタとして働くので、界面の鋭さを鈍らせることはない。このように画素の輝度の分布形状によって機能が異なる非線形フィルタを用いることにより、生体内の構造物の抽出を行なうことが可能となる。(数4)による近似を行なうことで、重み値の総和による規格化の必要がなく、定数の掛け算の演算で済むようになる。図7(C)の重み関数は多様な表現形があり得るが、テーブル化するという方法もある。

【0048】

生体内の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データを抽出するテクスチャ抽出部(抽出部B)10では、性能と演算速度から考えて、空間微分フィルタ(周波数空間上での表現では高域フィルタ)の使用が望ましい。一般的に、微分フィルタとしては1行2列の行列を $\begin{bmatrix} 1 & -1 \end{bmatrix}$ をテクスチャ強調画像データの抽出処理を行なうとする2次元データの縦横2方向に掛けることでテクスチャ強調は達成されるが、点応答関数の形状によって、微分フィルタの大きさを変更することや、縦(走査線tの方向)と横(走査線の

並ぶ方向)で微分フィルタの強度を変えることも有効である。

【0049】

図8は、本発明の実施例1の装置に於ける生体組織の構造の抽出処理、テクスチャ強調画像データの抽出処理、これら2つの抽出処理により得られる画像の合成処理による画像変化を模式的に説明する図である。図8(A)は元画像(Bモード画像)を示し、図8(B)は、構造抽出部(抽出部A)9により得られる構造抽出画像を示し、図8(C)は、テクスチャ抽出部(抽出部B)10により得られるテクスチャ抽出画像を示す。実際の生体に適用した結果例については、後述する(図15)。

【0050】

図8(A)の元画像では、生体組織の構造の形状、テクスチャともに不明瞭であるが、図8(B)の構造抽出画像(生体内の組織の構造を強調した構造強調画像)と図8(C)のテクスチャ抽出画像(生体内の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像)とを合成することにより、生体組織の構造の形状、テクスチャともに強調された、双方の特徴を持った画像が合成される。

【0051】

合成部12は、輝度圧縮カーブの調整も兼ねており、図8(B)の構造抽出画像と図8(C)のテクスチャ抽出画像の合成に於ける味付けは、生体内の組織の構造を強調した成分の圧縮カーブの形状、テクスチャ成分の圧縮カーブの形状によって制御することが可能となる。一般に、元画像の結果だけを見て、生体内の組織の構造を強調した成分の抽出(構造抽出)と、テクスチャ成分の抽出(テクスチャ抽出)といった相反する2つの成分を、1つの元画像を使用して調整することは困難であり、とくに、画像化のプロセスに、圧縮カーブ等の複数のパラメータが入ってくるような場合には極めて困難である。

【0052】

本発明の方法は、生体に対して超音波送受波した後の画像処理に関するものである。よって、撮像(すなわち超音波の送受波)の終了後に同じ断層像に対して、構造抽出とテクスチャ抽出のパラメータを変更して、オペレータが観測したい

目的に即した形で画質を調整することも可能である。

【0053】

即ち、図13に示すように、スキャンコンバータ出力8を画像メモリ16に入力し、この蓄えられた画像に対し、これまで説明を行ってきた方法で構造とテクスチャの抽出及び合成を行なう。超音波診断装置の特徴は、そのリアルタイム性にあるので、画像メモリ16は動画メモリであって、心臓の動きや呼吸による動きなど、被検体の一連の動き全てに対し最適なパラメータ調節を行なう事も勿論有効な方法である。

【0054】

画像表示方法に関しても、合成部12の出力を表示する以外にスキャンコンバータ出力を直接表示する、もしくは合成する前の各抽出結果をそのまま表示することも可能である。特に画質の変化は診断にも影響するところであるので、ユーザとしては、常に抽出処理前後の断層像を比較したいというニーズがある。

【0055】

したがって、表示部としては、図13に入力され得る4種類の画像データから一つを選択して大画面表示する以外に複数の画像を同時に並べて表示することもユーザメリットのある有効な装置構成である。この画像表示と、前記のユーザインターフェースの説明を、図14を用いてより具体的に記述すると、例えば、以下のようなになる。

【0056】

まず、ユーザは、超音波探触子を選び、撮像対象部位を設定する。この操作に対応して、装置側でデフォルトのパラメータが設定され、スキャンコンバータ出力がそのまま表示部の表示画面1に表示される。次に、ユーザはモード選択入力18によって構造抽出モードを選択し、表示画面1の前記スキャンコンバータ出力と並べて、構造強調画像を表示画面2に表示して、構造強調パラメータを設定つまみ17により調整する。このパラメータ設定操作は、対象画像が変化しない方がやり易いので、前記の画像メモリ16に蓄えたデータを用いて画質調整可能であることは重要である。このパラメータに応じて、前記重み関数の広がり制御され、類似度による重み値が制御される。このときに、ユーザは従来公知のゲ

イン調整つまみ（ここには図示してない）も併用することも可能である。

【0057】

構造強調パラメータが決定されると、次にテクスチャ抽出モードをモード選択入力18により選択し、表示画面1の前記スキャンコンバータ出力と並べて、テクスチャ強調画像を表示画面2に表示して、テクスチャ強調パラメータを設定つまみ17により調整する。ここでは、微分フィルタの強度、例えば $[1 \quad -a]$ もしくは $[-1 \quad a \quad -1]$ などという形状の微分フィルタであれば、 $a$ の値が制御される。

【0058】

テクスチャ強調パラメータが決定されると、ユーザは抽出結果合成モードをモード選択入力18によって選択する。このモードでは、スキャンコンバータ出力と合成画像（すなわち、本発明で目的とする構造とテクスチャの両方の強調画像）を表示画面1、2に並べて表示し、信号強度の弱い部分も画像が見え易いように、すなわち画像の有効なダイナミックが広くなるように、主にそれぞれの要素のゲインカーブを設定つまみ17により調整する。

【0059】

なお、この調整に不満足である場合は、ユーザはいつでもモード選択入力18によって、前のモードに戻り、構造強調パラメータもしくは、テクスチャ強調パラメータ、もしくはこの両方のパラメータを再調整することが可能である。

【0060】

本発明の実施例1では、構造抽出とテクスチャ抽出を独立させて、任意に構造抽出とテクスチャ抽出の強調の程度を調整することが可能であるため、あたかもアクセルとブレーキのような2つの制御手段を備えたかのように、オペレータは、画像の調整を好みによって容易にできる。

【0061】

（実施例2）

図9は、本発明の実施例2の超音波イメージング装置の構成例を示す図である。実施例2の装置は、図4に示す実施例1の装置のユーザインターフェース2に代えて、制御系4が、パラメータ設定部11に、探触子条件、撮像対象部位、撮

像条件等のパラメータを設定する。パラメータ設定部11に入力されるパラメータが画像の統計情報でなく、探触子条件、撮像対象部位、撮像条件等の、予め場合分けされたパラメータ値を用いることにより、画像処理が高速化できる。

## 【0062】

探触子条件とは、具体的には、探触子ID、使用する中心周波数、コンベックス型探触子又はセクタ型探触子を使用する場合は偏向角、等々である。撮像条件とは、具体的には、ハーモニックイメージング（第2高調波イメージング）か否か、コンパウンドイメージングか否か等々の、元画像の画素間の輝度差の統計情報に影響を及ぼす因子である。

## 【0063】

探触子条件は、点応答関数の形状を決定する重要な要素であるから、先に説明した干渉パターンの生成にも大きな影響を及ぼす。

## 【0064】

ハーモニックイメージングは、生体内での非線型伝播を積極的に用いた送信周波数の2倍の周波数成分を受信信号から抽出するイメージングであり、この受信周波数の帯域が送信周波数の帯域と異なり、点応答関数の形状が変わる。特に、非線形成分の生成は、音圧の自乗に比例するため、生体内での多重反射等の非線形成分を生成するほどには音圧が大きく無い不要信号は受信信号の二倍周波数の帯域内で減少し、生体内の組織の構造の成分が見えやすくなるという特徴がある。従って、生体内の組織の構造を強調した成分の抽出（構造抽出）と、テクスチャ成分の抽出（テクスチャ抽出）を行う時、これら2つの成分の強調度合いに大きな影響を及ぼす。

## 【0065】

同様に、コンパウンドイメージングは、周波数、偏向角、スライス方向など干渉パターンの相違に比べ構造成分の相違が小さい複数の断層像を合成する撮像法であり、コンパウンドイメージングの結果構造成分は増強され、テクスチャ成分は減少する。このようにコンパウンドイメージングモードに入るか否かによって、必要な構造強調の度合いとテクスチャ強調の度合いは変化する。

## 【0066】

## (実施例 3)

図 1 0 は、本発明の実施例 3 の超音波イメージング装置の構成例を示す図である。図 1 0 に示す構成では、図 4 に示す実施例 1 での変形構成例に於いて、図 3 に示す包絡線検波部 7 から出力されるビデオ信号をパラメータ設定部 1 1 のメモリに出力する代わりに、図 3 に示す送受切り替えスイッチ 5 を介して受波ビームフォーマ 6 に入力される受波信号を、パラメータ設定部 1 1 のメモリに出力する。受波ビームフォーマ 6 から出力される R F データは、構造抽出部（抽出部 A）9 に送られメモリに記憶され、テクスチャ抽出部（抽出部 B）1 0 に送られメモリに記憶される。パラメータ設定部 1 1 は R F 信号の先に説明した統計情報、即ち、輝度差の度数分布の幅を算出する。

## 【0 0 6 7】

この統計情報、上記の R F データ、パラメータ設定部 1 1 に設定されたパラメータを用いて、構造抽出部（抽出部 A）9 は、生体内の組織の構造を強調した構造強調画像データを抽出し、テクスチャ抽出部（抽出部 B）1 0 は、実施例 1 と同様にして、生体内の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データを抽出する。合成部 1 2 は、構造強調画像データとテクスチャ強調画像データを合成して、合成画像データを求める。合成部 1 2 の出力は、包絡線検波部 7 によって検波され、ビデオ信号に変換され、スキャンコンバータ 8 に入力され画像データ（B モード画像データ）に変換される。合成画像の画像データは、表示部 1 3 に送られ表示される。

## 【0 0 6 8】

## (実施例 4)

図 1 1 は、本発明の実施例 4 の超音波イメージング装置の構成例を示す図である。

## 【0 0 6 9】

図 1 1 に示す構成では、図 4 に示す実施例 1 での変形構成例に於いて、図 3 に示す包絡線検波部 7 から出力されるビデオ信号をパラメータ設定部 1 1 のメモリに出力する代わりに、図 3 に示す包絡線検波部 7 に入力されるビデオ信号を、パラメータ設定部 1 1 のメモリに出力する。包絡線検波部 7 から出力される包絡線

データは、構造抽出部（抽出部A）9に送られメモリに記憶され、テクスチャ抽出部（抽出部B）10に送られメモリに記憶される。パラメータ設定部11は、包絡線データの先に説明した統計情報、即ち、輝度差の度数分布の幅を算出する。

#### 【0070】

この統計情報、包絡線データ、パラメータ設定部11に設定されたパラメータを用いて、構造抽出部（抽出部A）9は、生体内の組織の構造を強調した構造強調画像データを抽出し、テクスチャ抽出部（抽出部B）10は、実施例1と同様にして、生体内の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データを抽出する。合成部12は、構造強調画像データとテクスチャ強調画像データを合成して、合成画像データを求める。合成部12の出力は、包絡線検波部7によって検波され、ビデオ信号に変換され、スキャンコンバータ8に入力され画像データ（Bモード画像データ）に変換される。合成画像の画像データは、表示部13に送られ表示される。

#### 【0071】

実施例3、実施例4は、それぞれ図10、図11に示すように、スキャンコンバータ8による処理を実行する前に行なっている。演算速度の観点からは、なるべく情報量が低減されたスキャンコンバータ8の出力を用いて、構造強調画像データとテクスチャ強調画像データを抽出することが望ましい。しかし、点応答関数の形状に応じてフィルタ処理を最適化することを考慮すると、構造強調画像データとテクスチャ強調画像データを抽出する処理を、スキャンコンバータ8による処理を実行する前に実効するの方がより望ましい。

#### 【0072】

実施例3では、受波信号を用いて、実施例4では包絡線信号を用いて、構造強調画像データ、テクスチャ強調画像データを抽出するが、各走査線に対応する受波信号、包絡線信号を時間軸でサンプリングして得られる2次元データを、実施例1で説明した、構造強調画像データの抽出、テクスチャ強調画像データの抽出を行なうとする対象データとして、構造抽出部（抽出部A）9、テクスチャ抽出部（抽出部B）10のそれぞれのメモリに、受波信号又は包絡線信号を超音波パ

ルスの送受波の実行と共に、逐次記憶していけばよいので、実施例 1 と同様にデシメーション処理も可能であるので、これ以上の説明は省略する。

### 【0073】

ここで、点応答関数のことを考慮するのは、先に説明した干渉パターンの生成と点応答関数の形状は深く関係しており、コンベックス型探触子又はセクタ型探触子を用いる場合、放射型又は扇型の超音波走査により得られる 2 次元の画像データを、正方格子状に配列する 2 次元の画像データに変換した後では、探触子から焦点位置までの距離によって、点応答関数の大きさ、形状が変化してしまうためである。包絡線データから求められる点応答関の形状と、RF データから求められる点応答関の形状とは、大きく異なるため、鋭い点応答関の形状をもつ RF データから求められる、生体内の組織の構造がシャープになるが、先に説明した干渉パターンの影響も大きいため、先に説明した構造抽出フィルタの役割が大きい。

### 【0074】

実施例 1 で記述したように、実施例 3 および実施例 4 においても、RF データ蓄積メモリや、包絡線データ蓄積メモリを備えることによって、断層像用データを取得するための超音波送受波を終了した後に、オペレータにとって最適な画像の調整を行なうことが可能なように構成することも有効な方法である。

### 【0075】

#### (実施例 5)

図 1 2 は、本発明の実施例 5 の超音波イメージング装置の構成例を示す図である。実施例 4 は、生体の 3 次元の超音波画像を得る超音波イメージング装置に関する。実施例 5 の装置は、図 4 に示す構成を変形した構成を具備し、生体の撮像対象部位を 3 次元表示するためのデータを、合成部 1 2 の出力を用いて生成するための、周知の各種のレンダリング処理を行なうレンダリング部 1 4 を有し、レンダリング部 1 4 で得られた撮像対象部位の 3 次元の超音波画像が 3 次元表示部 1 5 に 3 次元表示される。

### 【0076】

2 次元に超音波素子が配列される超音波探触子を用いて、又は、1 次元に超音

波素子が配列される超音波探触子をビームの走査方向に直交する方向に機械的に動かすことにより、生体内からエコー信号を3次元データとして収集が可能になる。この時、先に説明した干渉パターンが重畳したままのエコー信号を用いて信号処理を行ない、

レンダリング処理を行なうと、3次元の画像データの投影方向へ加算（積分）する時に、先に説明した干渉パターンの影響の大きい部位を経路での加算（積分）と、干渉パターンの影響の小さい部位を経路での加算（積分）との違いが、干渉パターンの存在する部位と別な部位に影響を与えるため、偽像（アーチファクト）を生じる。特に、サーフェスレンダリングを実行する場合、生体の表面形状が、干渉パターンの影響を受けてしまう。しかし、本発明では、実施例1で説明したように、オペレータは、構造強調画像データの抽出（構造抽出画像）、テクスチャ強調画像データの抽出（テクスチャ抽出画像）を、任意の強調の程度で独立させて調整することが可能であるため、あたかもアクセルとブレーキのような2つの制御手段を備えたかのように、オペレータは、3次元の超音波画像の強調調整を好みによって容易にできる。実施例5によれば、3次元の超音波画像を本質的に変えることが出来る。

#### 【0077】

本発明の方法によって、実際に処理された画像の一例を、図15に示す。

#### 【0078】

図15の（A）は、本発明による処理を行う前の元画像である。図15の（B）は、これまでに説明してきた構造抽出を行った画像であり、全体的に干渉パターンが抑圧され、かつ、画像の上方にある、横に走っている高輝度の線状の構造、および右上の環状の構造は、ボケることなく輪郭が強調されている。図15の（C）は、テクスチャ強調像であり、（B）に示す像の補間的な役割をしている。図15の（D）は、（B）に示す構造抽出画像と（C）に示すテクスチャ抽出画像の合成像であり、構造が強調されつつ、適度にテクスチャ情報も残っていることがわかる。

#### 【0079】

本発明では、生体内の構造物の抽出とテクスチャの抽出のバランスの調整が容

易にでき、オペレータによってバランスの調整が制御可能な超音波イメージング装置及び超音波イメージング方法を提供できる。オペレータは、超音波の干渉パターンに埋まっている超音波画像の生体の組織構造を反映した情報を効果的に抽出して、テクスチャ情報も適度に抽出することが容易にでき、また、1枚の超音波画像に診断に必要な情報を盛り込むことが可能となる。

【0080】

上述した実施例は、ハーモニックイメージング、コンパウンドイメージングに適用可能であり、本発明は、上記した実施例の形態に限定されるものでなく、その技術思想の範囲を逸脱しない範囲で様々な変形が可能である。

【0081】

また、上述した各実施例で、RF信号またはビデオ信号を複数フレーム（画像）分記憶する構成により、合成時の重みを変えた2つの合成画像を求めて、これを表示することにより、診断に有用な情報を把握できる。

【0082】

本発明は、以下に示す構成例も包含される。

【0083】

1. 超音波パルスを生体に送信し、前記生体から反射される超音波パルスを受信して、前記生体のBモード画像データを得る超音波イメージング方法に於いて、前記Bモード画像データから、前記生体の組織の構造を強調した構造強調画像データを抽出する構造抽出工程と、前記Bモード画像データから、前記生体の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データを抽出するテクスチャパターン抽出工程と、前記構造強調画像データと前記テクスチャ強調画像データを重み付けて合成し、合成画像を求める合成工程と、前記構造強調画像データ、前記テクスチャ強調画像データ、前記合成画像の少なくとも1つを表示する表示工程と、を有することを特徴とする超音波イメージング方法。

【0084】

2. 前記事項1に記載の超音波イメージング方法に於いて、前記生体の組織の構造抽出工程は、前記生体内で少なくとも一方向に連続的に分布する点反射体の

集合によって構成される生体組織の構造を抽出することを特徴とする超音波イメージング方法。

【0085】

3. 前記事項1に記載の超音波イメージング方法に於いて、前記テクスチャパターン抽出工程は、前記生体内で連続的に分布せずに、点在する点反射体の集合によって構成される反射源に起因する成分を抽出することを特徴とする超音波イメージング方法。

【0086】

4. 前記事項1に記載の超音波イメージング方法に於いて、前記構造抽出工程は、前記Bモード画像データの各画素の周辺画素の範囲を定める工程と、前記各画素の輝度と前記周辺画素の各画素の輝度差から重み関数を決定するための関数を求める工程と、前記関数の微分から、前記周辺画素の各画素に対する前記重み関数を決定する工程と、前記重み関数と前記周辺画素の各画素の輝度との積和を前記Bモード画像データの各画素の輝度に加算した値を、前記構造強調画像データの各画素の信号強度とする工程とを有し、前記関数は0の時に極大点をもち、負の無限大から正の無限大の範囲での前記関数の絶対値の積分値は有限であることを特徴とする超音波イメージング方法。

【0087】

5. 前記事項1に記載の超音波イメージング方法に於いて、前記Bモード画像データの同一フレーム内の画素の信号強度の分布に基づいて、前記構造抽出工程、前記テクスチャパターン抽出工程、前記合成工程に於ける信号処理のためのパラメータが設定される工程を有することを特徴とする超音波イメージング方法。

【0088】

6. 前記事項1に記載の超音波イメージング方法に於いて、前記テクスチャパターン抽出工程は、前記Bモード画像データの同一フレーム内の画素の信号強度の2方向に於ける微分フィルタを用いて、前記テクスチャパターンを強調することを特徴とする超音波イメージング方法。

【0089】

7. 送波ビームフォーマから出力される超音波の送波信号に基づいて、複数の

超音波素子を具備する超音波探触子から超音波パルスを生体に送信する送信工程と、前記超音波探触子による超音波の送信と受信とを切り替える送受切り替え工程と、前記生体から反射される超音波パルスを前記超音波探触子により受信する受信工程と、前記超音波探触子により受波された受波信号から受波ビーム信号であるRF信号を受波ビームフォーマにより生成して出力する工程と、前記RF信号の包絡線を検出しビデオ信号として出力する工程と、前記ビデオ信号をスキャンコンバータに入力する工程と、前記スキャンコンバータの出力から、前記生体の組織の構造を強調した構造強調画像データを抽出する構造抽出工程と、前記スキャンコンバータの出力から、前記生体の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データを抽出するテクスチャパターン抽出工程と、前記構造強調画像データと前記テクスチャ強調画像データを重み付けて合成し、合成画像を求める合成工程と、前記構造抽出工程、前記テクスチャパターン抽出工程、前記合成工程に於ける信号処理のためのパラメータを設定するパラメータ設定工程と、前記信号処理のためのパラメータを入力して前記パラメータ設定工程に於ける前記信号処理のためのパラメータを設定する入力工程と、前記入力工程で入力された制御パラメータに基づいて、前記送波工程、前記送受切り替え工程、前記受波工程を制御する制御工程と、前記構造強調画像データ、前記テクスチャ強調画像データ、前記合成画像の少なくとも1つを表示する表示工程と、を有することを特徴とする超音波イメージング方法。

## 【0090】

8. 前記事項7に記載の超音波イメージング方法に於いて、前記パラメータ設定工程は、前記ビデオ信号に基づいて、前記信号処理のためのパラメータを設定することを特徴とする超音波イメージング方法。

## 【0091】

9. 前記事項7に記載の超音波イメージング方法に於いて、前記制御工程で、前記超音波探触子に関する情報、前記生体の撮像対象部位に関する情報を、前記パラメータ設定工程に設定することを特徴とする超音波イメージング方法。

## 【0092】

10. 前記事項7に記載の超音波イメージング方法に於いて、前記合成工程で

の出力から前記生体の撮像対象部位を3次元表示するためのデータを生成するレンダリング工程を有し、前記表示工程で、前記生体の撮像対象部位が3次元表示されることを特徴とする超音波イメージング方法。

## 【0093】

11. 送波ビームフォーマから出力される超音波の送波信号に基づいて、複数の超音波素子を具備する超音波探触子から超音波パルスを生体に送信する送信工程と、前記超音波探触子による超音波の送信と受信とを切り替える送受切り替え工程と、前記生体から反射される超音波パルスを前記超音波探触子により受信する受信工程と、前記超音波探触子により受波された受波信号から受波ビーム信号であるRF信号を受波ビームフォーマにより生成して出力する工程と、前記RF信号から、前記生体の組織の構造を強調した構造強調画像データを抽出する構造抽出工程と、前記RF信号から、前記生体の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データを抽出するテクスチャパターン抽出工程と、前記構造強調画像データと前記テクスチャ強調画像データを重み付けて合成し、合成画像を求める合成工程と、前記合成工程での出力信号の包絡線を検出しビデオ信号として出力する包絡線検波工程と、前記ビデオ信号をスキャンコンバータに入力する工程と、前記構造抽出工程、前記テクスチャパターン抽出工程、前記合成工程での信号処理のためのパラメータを設定するパラメータ設定工程と、前記信号処理のためのパラメータを入力して前記パラメータ設定工程に於ける前記信号処理のためのパラメータを設定する入力工程と、前記入力工程から入力される制御パラメータに基づいて、前記送波工程、前記送受切り替え工程、前記受波工程を制御する制御工程と、前記構造強調画像データ、前記テクスチャ強調画像データ、前記合成画像の少なくとも1つを表示する表示工程と、を有することを特徴とする超音波イメージング方法。

## 【0094】

12. 前記事項11に記載の超音波イメージング方法に於いて、前記パラメータ設定工程で、前記受波信号に基づいて、前記信号処理のためのパラメータを設定することを特徴とする超音波イメージング方法。

## 【0095】

13. 送波ビームフォーマから出力される超音波の送波信号に基づいて、複数の超音波素子を具備する超音波探触子から超音波パルスを生体に送信する送信工程と、前記超音波探触子による超音波の送信と受信とを切り替える送受切り替え工程と、前記生体から反射される超音波パルスを前記超音波探触子により受信する受信工程と、前記超音波探触子により受波された受波信号から受波ビーム信号であるRF信号を受波ビームフォーマにより生成して出力する工程と、前記RF信号の包絡線を検出しビデオ信号として出力する包絡線検波工程と、前記ビデオ信号から、前記生体の組織の構造を強調した構造強調画像データを抽出する構造抽出工程と、前記ビデオ信号から、前記生体の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データを抽出するテクスチャパターン抽出工程と、前記構造強調画像データと前記テクスチャ強調画像データを重み付けて合成し、合成画像を求める合成工程と、前記合成工程の出力信号をビデオ信号としてスキャンコンバータに入力する工程と、前記構造抽出工程、前記テクスチャパターン抽出工程、前記合成工程に於ける信号処理のためのパラメータを設定するパラメータ設定工程と、前記信号処理のためのパラメータを入力して前記パラメータ設定工程に於ける前記信号処理のためのパラメータを設定する入力工程と、前記入力工程から入力される制御パラメータに基づいて、前記送波工程、前記送受切り替え工程、前記受波工程を制御する制御工程と、前記構造強調画像データ、前記テクスチャ強調画像データ、前記合成画像の少なくとも1つを表示する表示工程と、を有することを特徴とする超音波イメージング方法。

## 【0096】

14. 前記事項13に記載の超音波イメージング方法に於いて、前記パラメータ設定工程で、前記ビデオ信号に基づいて、前記信号処理のためのパラメータを設定することを特徴とする超音波イメージング方法。

## 【0097】

15. 超音波パルスを生体に送信し、前記生体から反射される超音波パルスを受信して、前記生体のBモード画像データを得る超音波イメージング方法に於いて、前記Bモード画像を与えるデータを用いて、前記生体の組織の構造を強調した構造強調画像データを抽出する構造抽出工程と、前記Bモード画像データを用

いて、前記構造抽出部と並行して、前記生体の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データを抽出するテクスチャパターン抽出工程と、前記構造強調画像データと前記テクスチャ強調画像データを重み付けて合成し、合成画像を求める合成工程と、前記構造強調画像データ、前記テクスチャ強調画像データ、前記合成画像の少なくとも1つを表示する表示工程と、を有することを特徴とする超音波イメージング方法。

【0098】

【発明の効果】

本発明によれば、Bモード画像データから、生体内の組織の構造を強調した構造強調画像データと生体内の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データを抽出して、これら抽出された2つの画像データを重み付けて合成した合成画像を得ることができる超音波イメージング装置及び超音波イメージング方法を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明が解決しようとする課題を説明するための図であり、連続する反射体（構造物）による超音波の反射強度を模式的に示す図。

【図2】

本発明が解決しようとする課題を説明するための図であり、点在する反射体による超音波の反射強度を模式的に示す図。

【図3】

本発明の実施例1の超音波イメージング装置の構成例を示す図。

【図4】

本発明の実施例1の変形例を示す図。

【図5】

本発明の実施例1の構造抽出部（抽出部A）に於ける生体組織の構造の抽出処理の対象画素と、重みを計算する範囲を説明する図。

【図6】

本発明の実施例1の構造抽出部（抽出部A）に於ける生体組織の構造の抽出処

理のフロー図。

【図 7】

本発明の実施例 1 の装置に於ける生体組織の構造の抽出処理に用いる構造抽出フィルタの重み関数を説明する図。

【図 8】

本発明の実施例 1 の装置に於ける生体組織の構造の抽出処理、テクスチャ強調画像データの抽出処理、これら 2 つの抽出処理により得られる画像の合成処理による画像変化を模式的に説明する図。

【図 9】

本発明の実施例 2 の超音波イメージング装置の構成例を示す図。

【図 10】

本発明の実施例 3 の超音波イメージング装置の構成例を示す図。

【図 11】

本発明の実施例 4 の超音波イメージング装置の構成例を示す図。

【図 12】

本発明の実施例 5 の超音波イメージング装置の構成例を示す図。

【図 13】

本発明の実施例 1 の超音波イメージング装置の構成例を示す図。

【図 14】

本発明の実施例 1 の超音波イメージング装置の外観図。

【図 15】

本発明の方法によって、実際に処理された画像の一例を示す図。

【符号の説明】

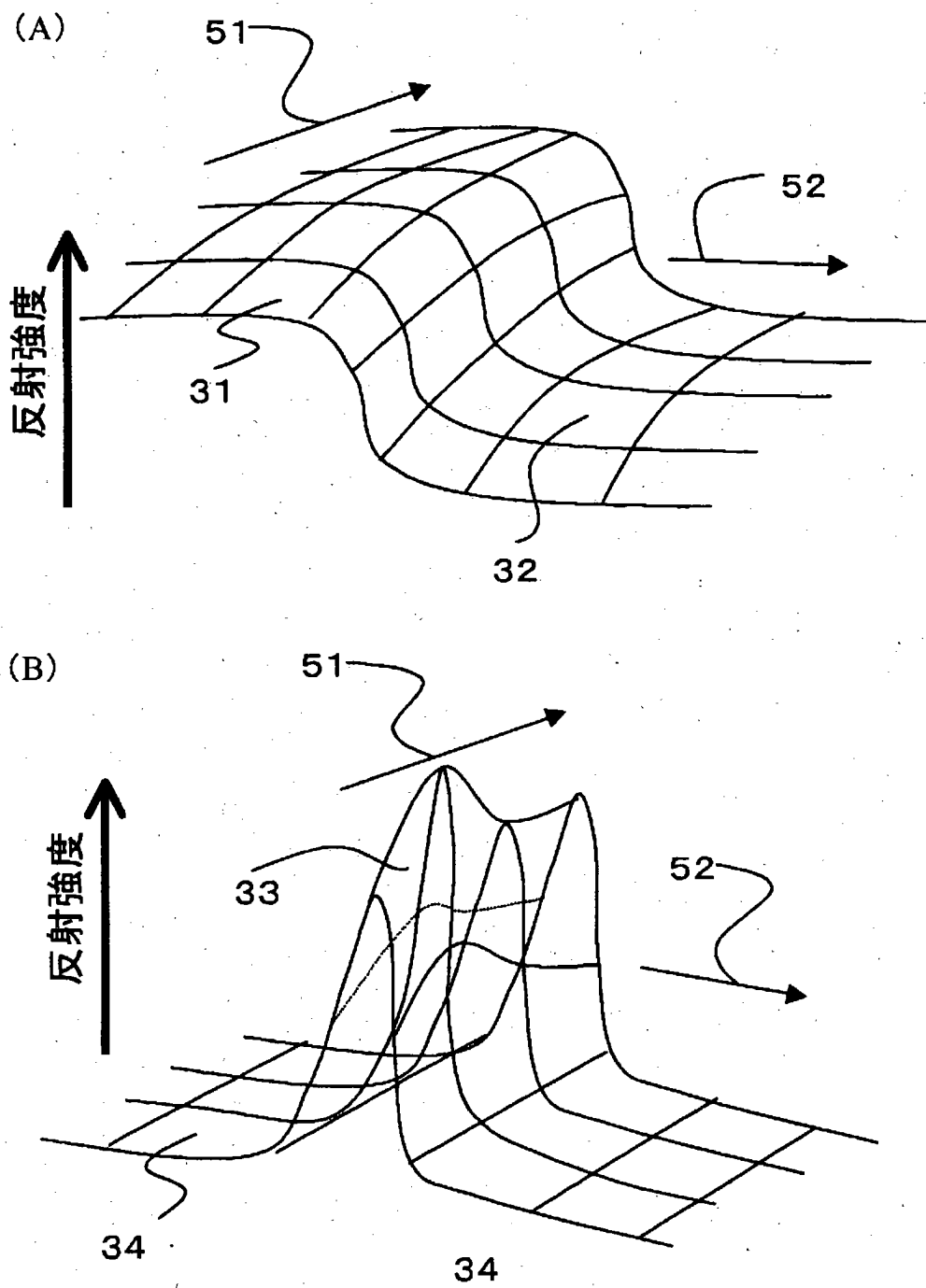
1 … 超音波探触子、2 … ユーザインターフェース、3 … 送波ビームフォーマ、4 … 制御系、5 … 送受切り替えスイッチ、6 … 受波ビームフォーマ、7 … 包絡線検波部、8 … スキャンコンバータ、9 … 構造抽出部（抽出部 A）、10 … テクスチャ抽出部（抽出部 B）、11 … パラメータ設定部、12 … 合成部、13 … 表示部、14 … レンダリング部、15 … 3D 表示部、16 … 画像メモリ、17 … パラメータ設定つまみ、18 … モード選択入力、19 … 超音波診断装置、20 … 抽出

処理の対象画素、21…重み計算範囲、22…周辺画素、31…構造物-1、32…構造物-2、33…構造物-3、34…構造物-4、40、41、42、43、44…点反射体、51…2つの構造物の界面に沿った方向、52…2つの構造物の界面に直交する方向、101…パラメータ設定工程、102…データのリスampling工程、103…重み計算範囲の設定工程、104…重み計算工程、105…重み計算の終了判定工程、106…輝度値置換工程、107…対象画素の終了判定工程、108…データ補間工程、109…終了処理。

【書類名】図面

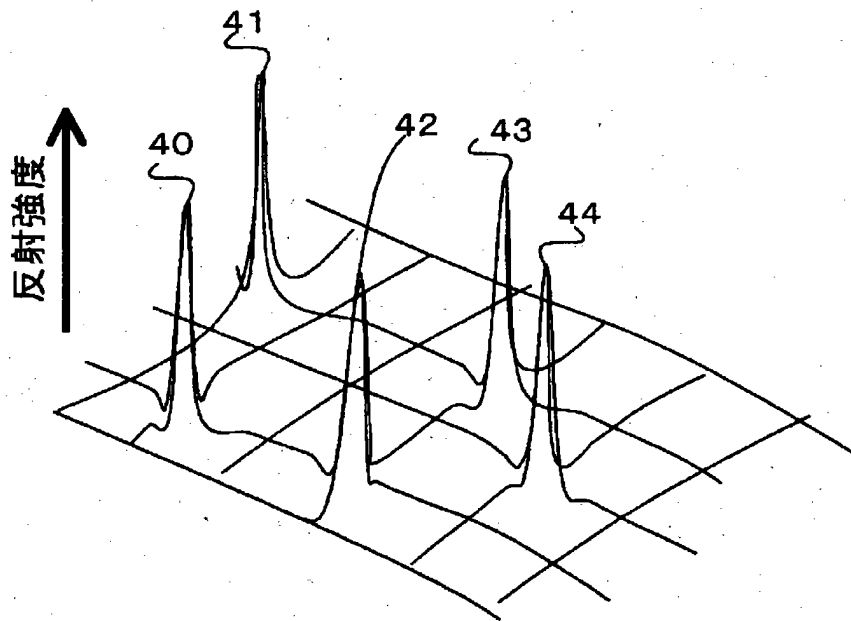
【図1】

図 1



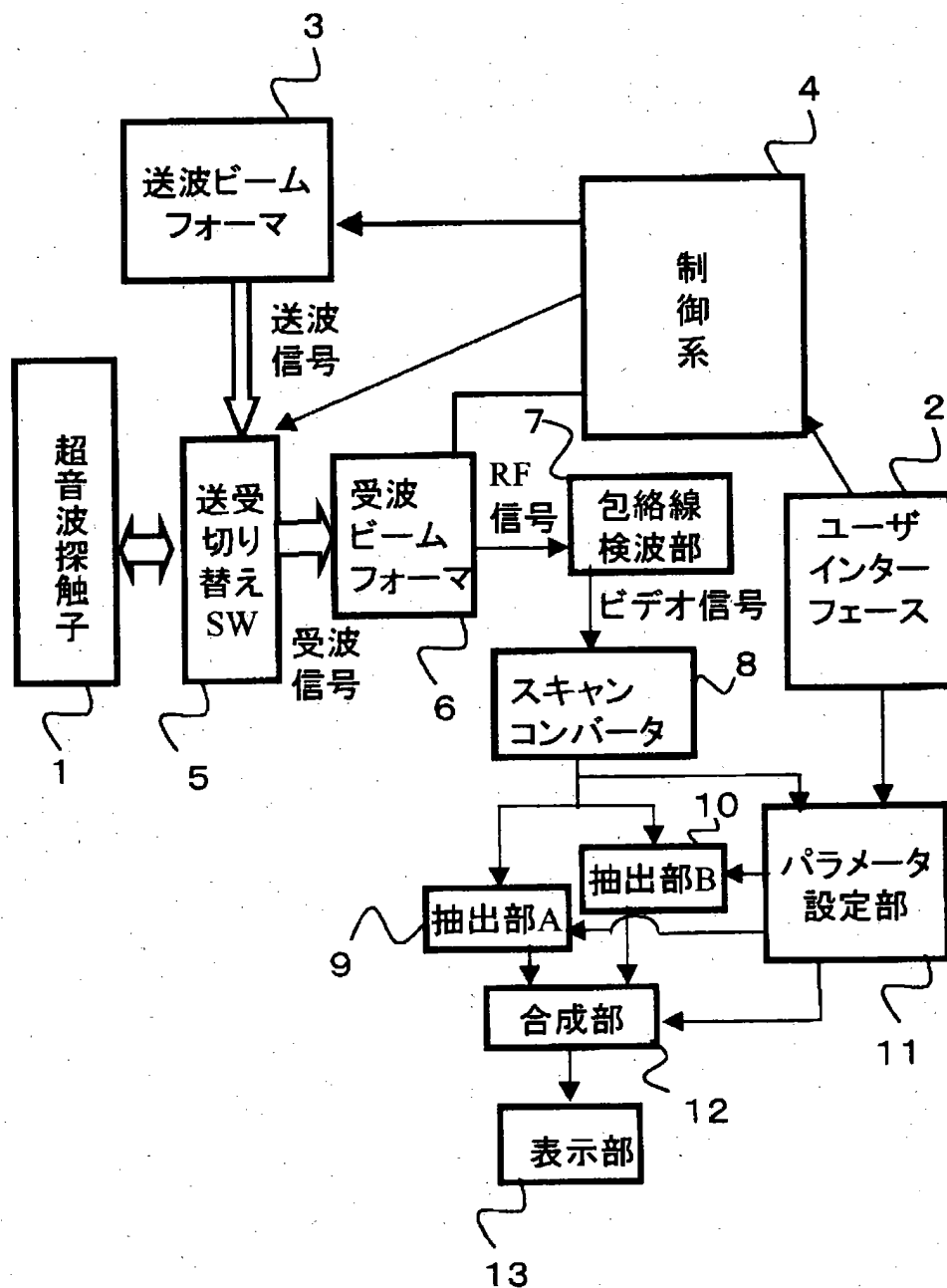
【図2】

図 2



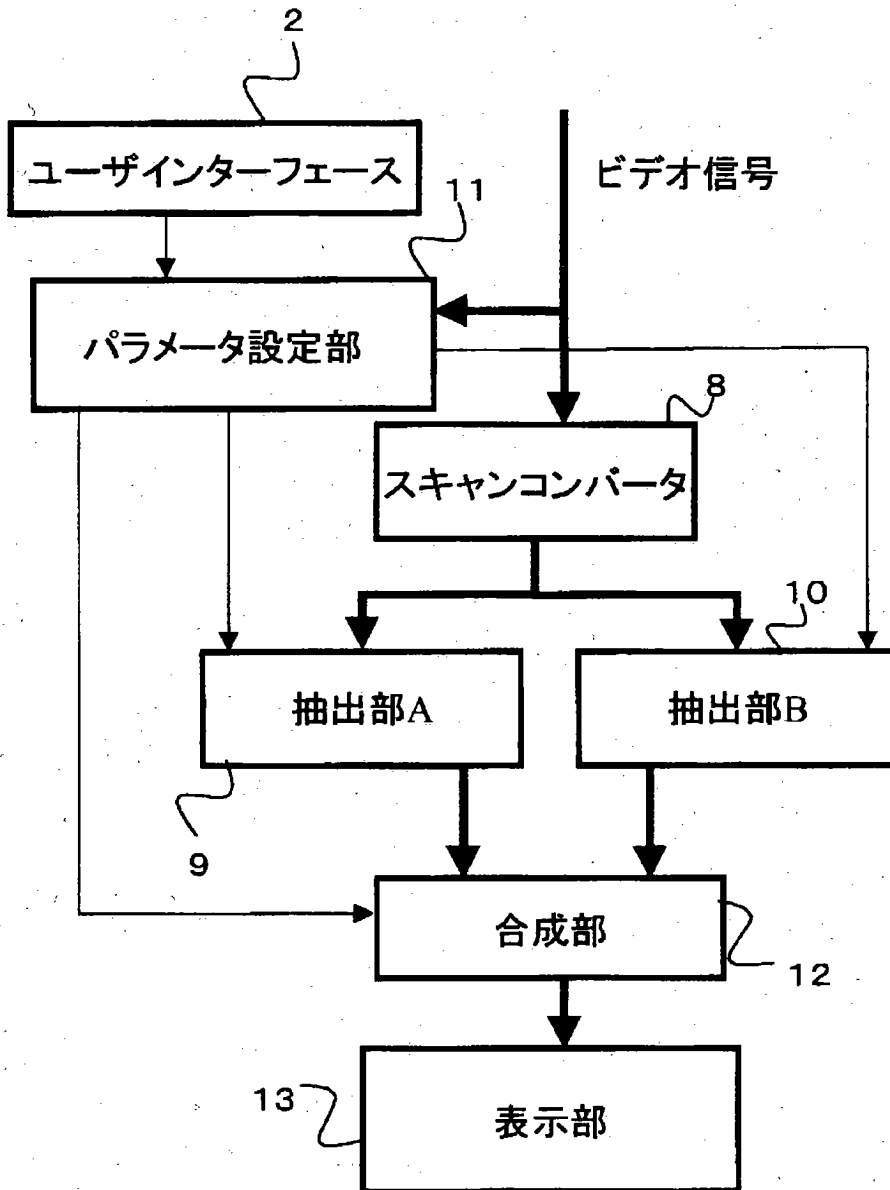
【図3】

図 3



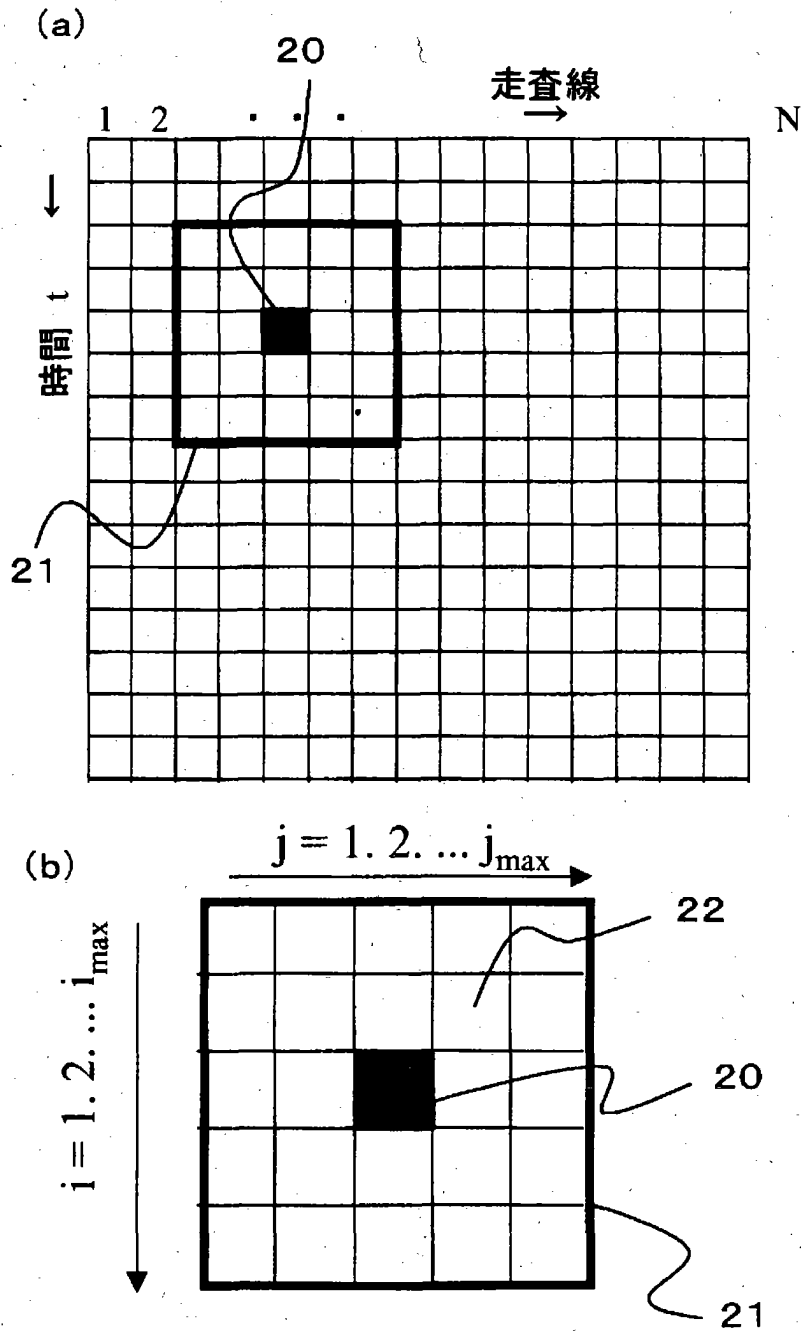
【図4】

図 4



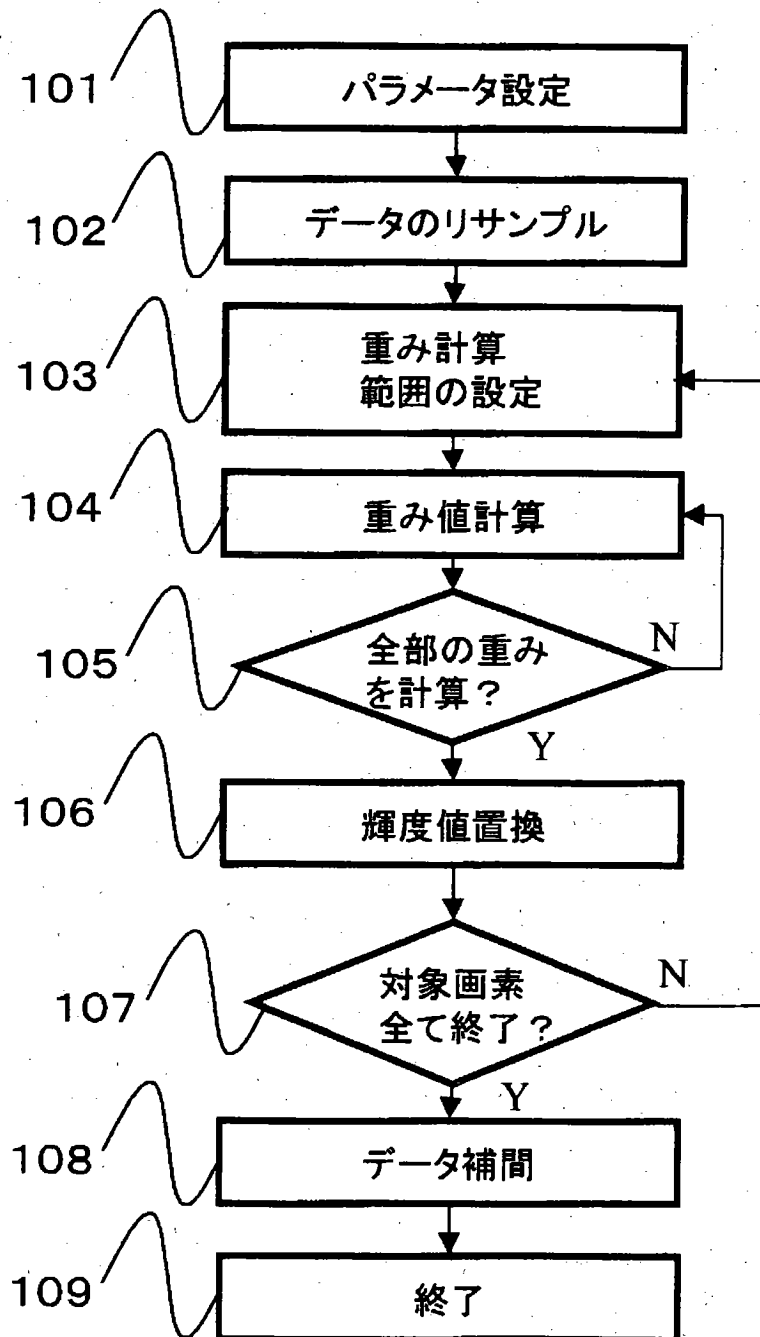
【図 5】

図 5



【図 6】

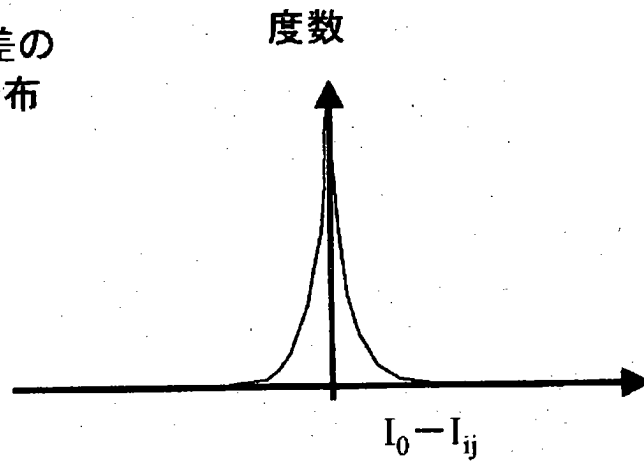
図 6



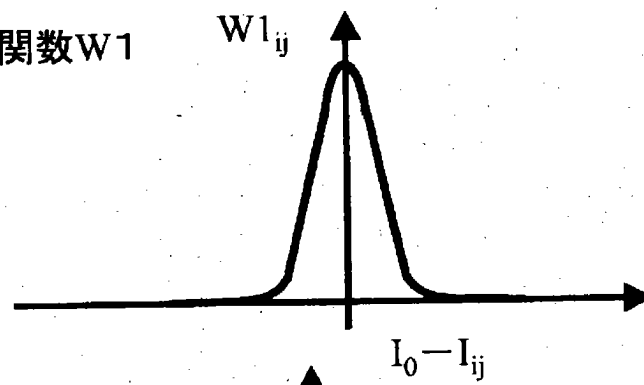
【図 7】

図 7

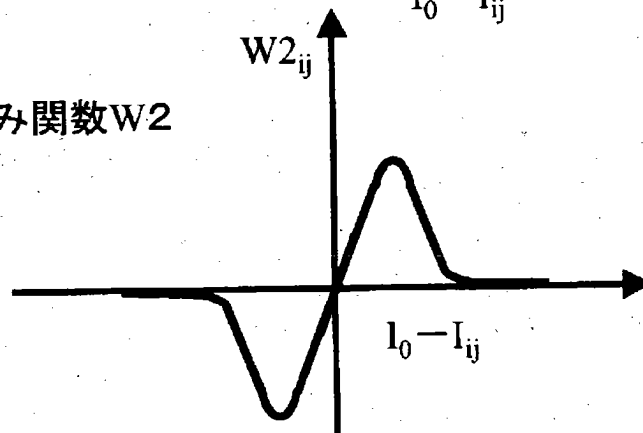
(A) 輝度差の  
度数分布



(B) 重み関数  $W1$

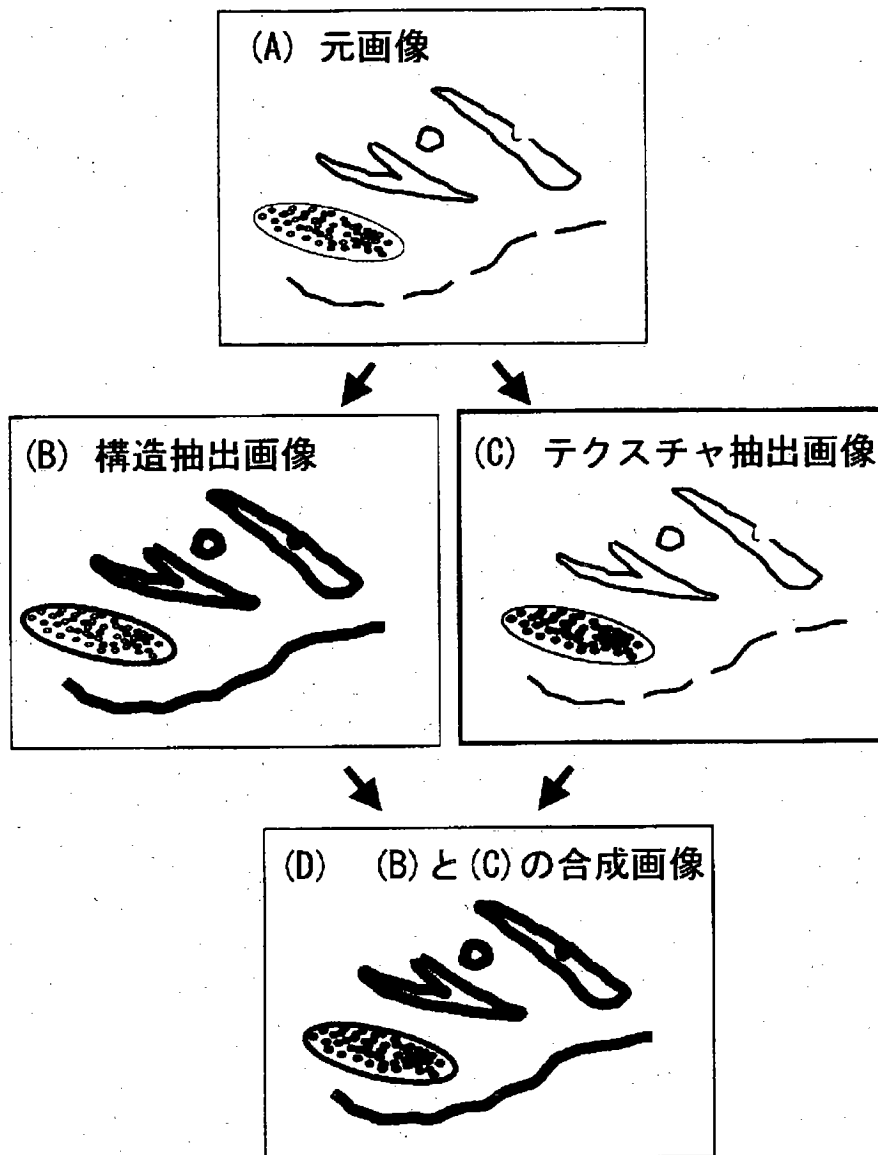


(C) 重み関数  $W2$

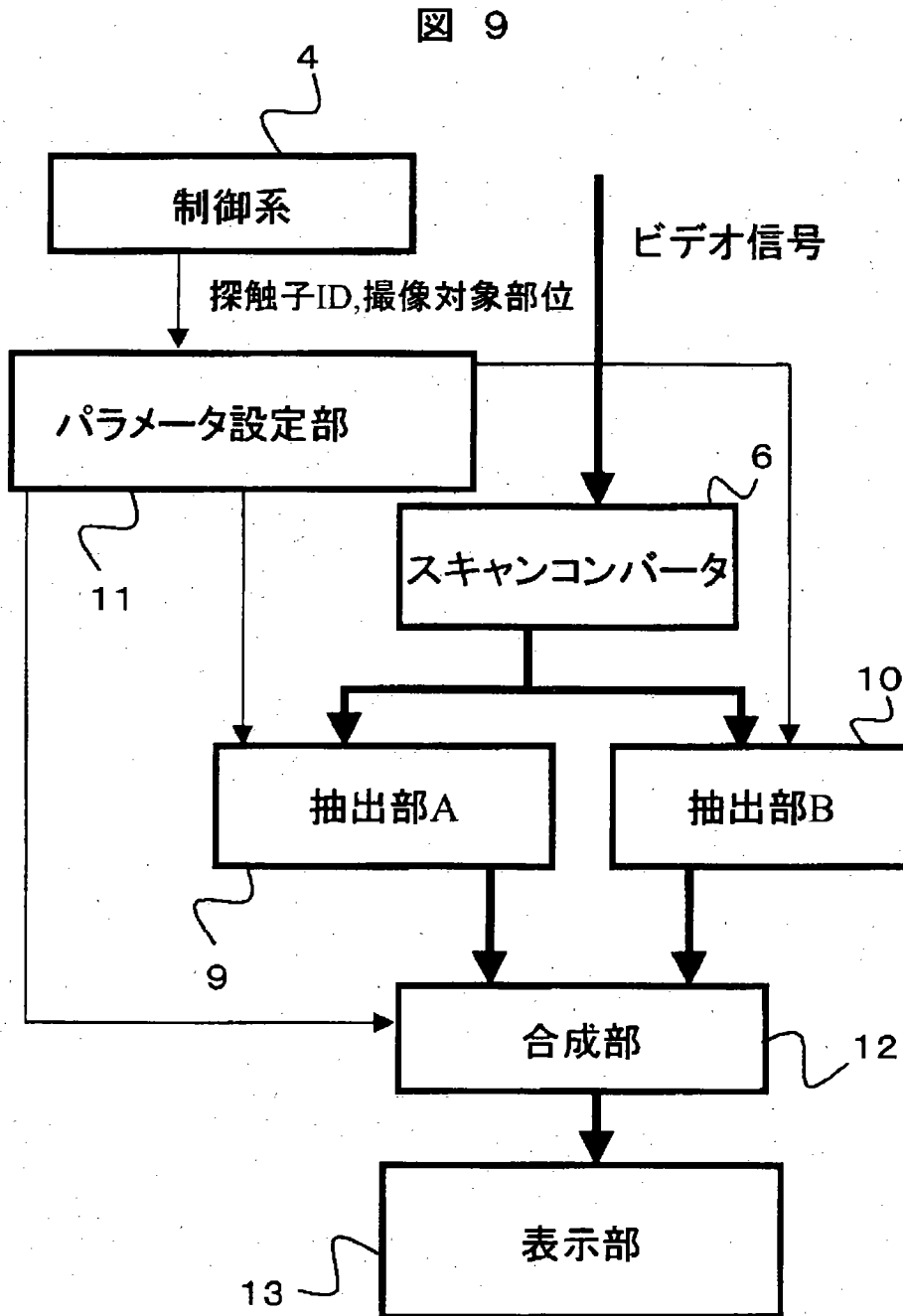


【図8】

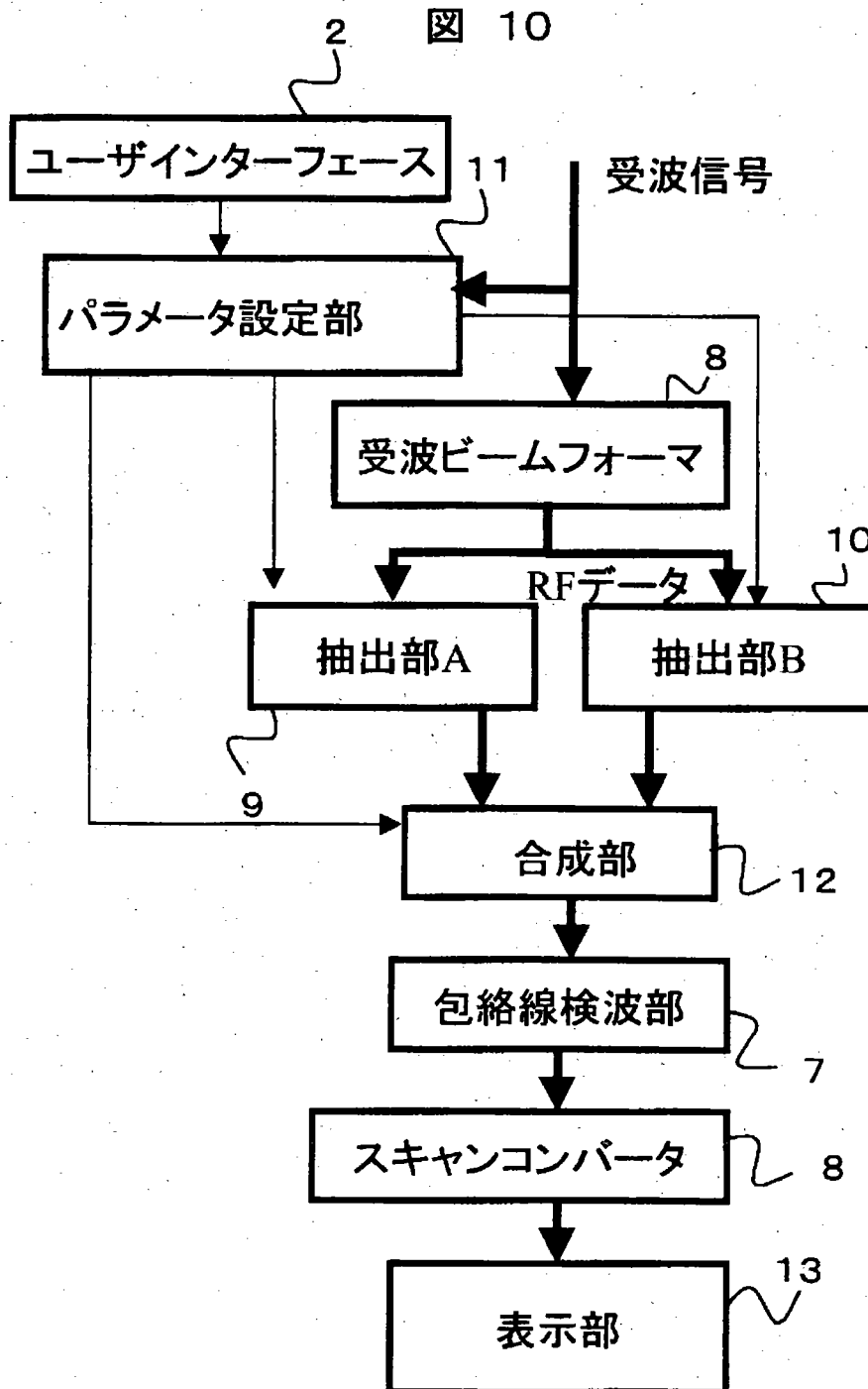
図 8



【図9】

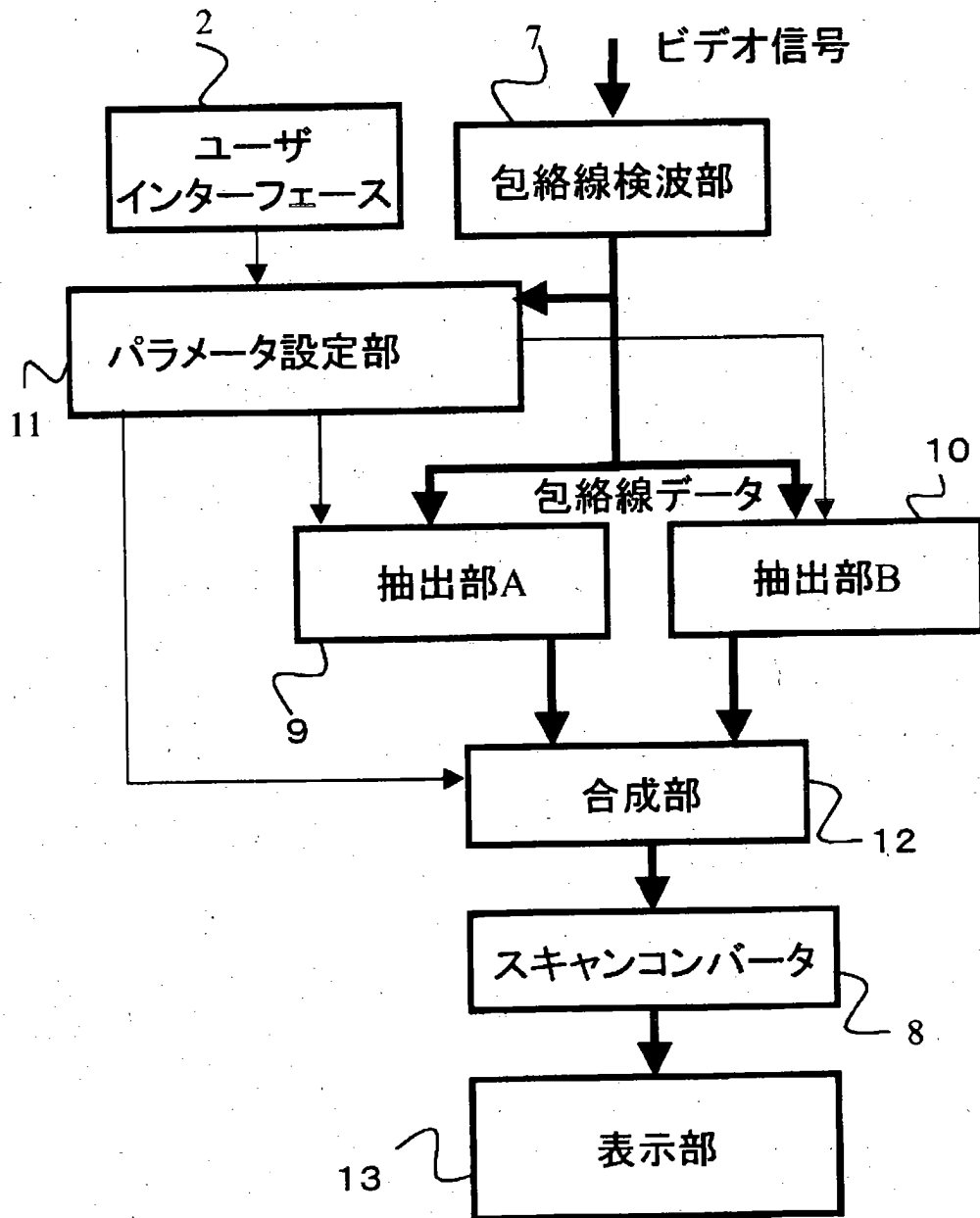


【図10】



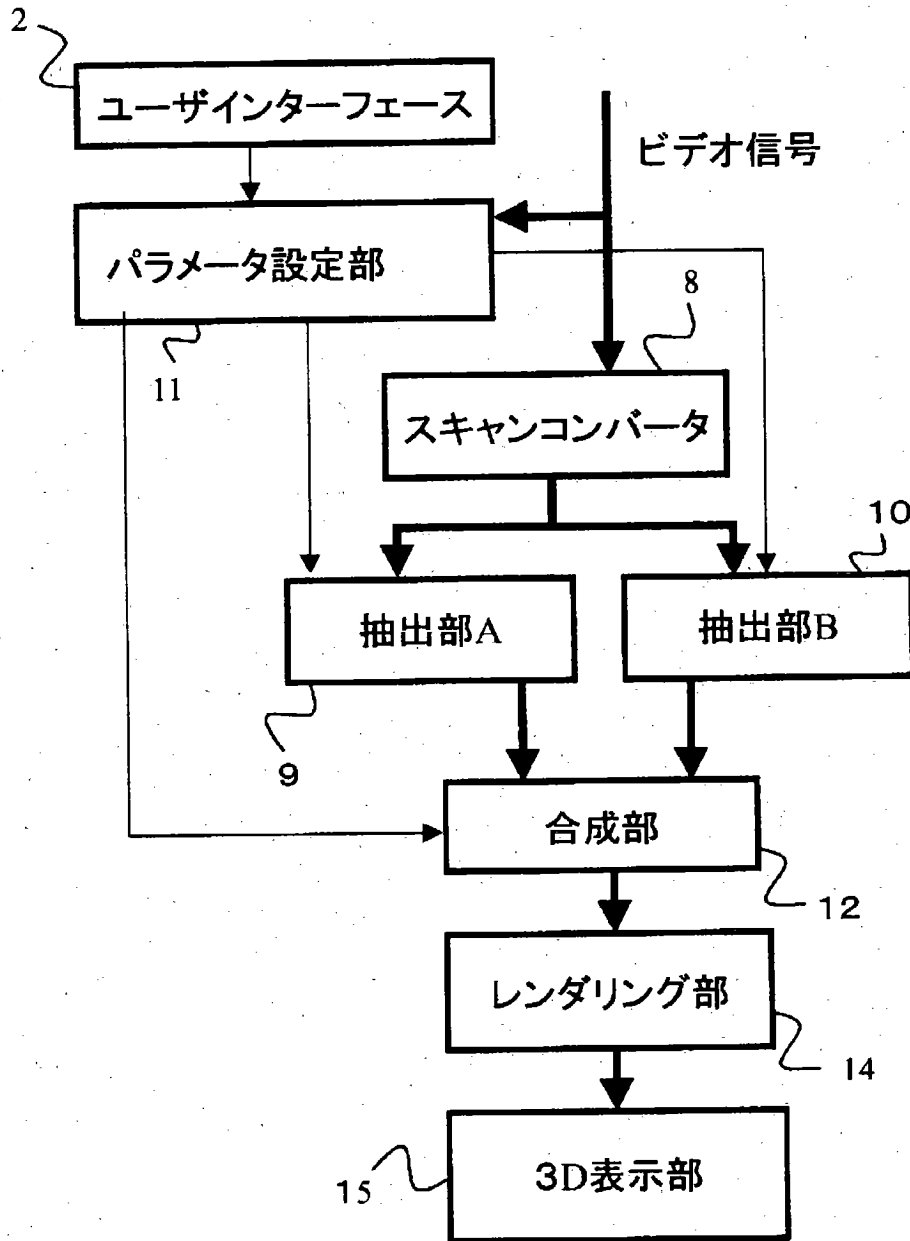
【図 11】

図 11



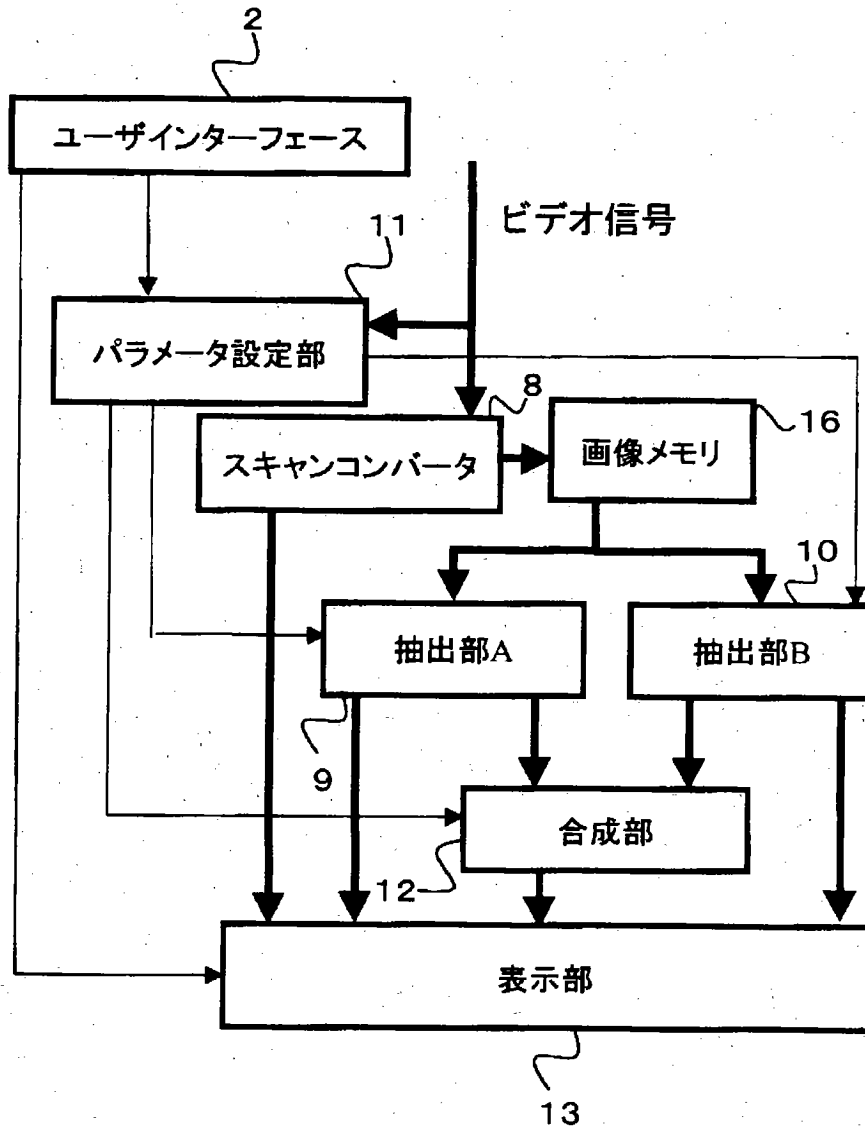
【図12】

図 12



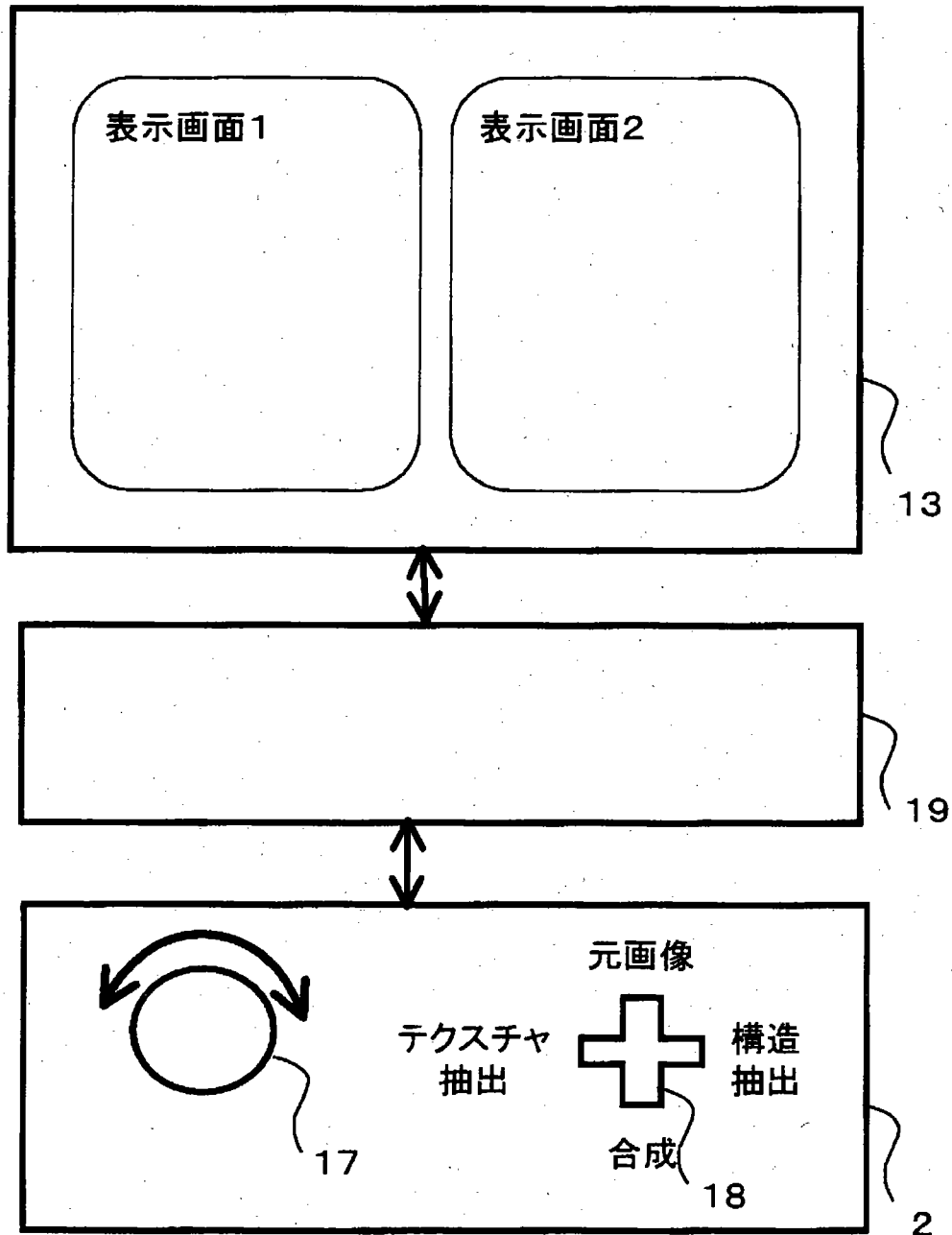
【図13】

図 13



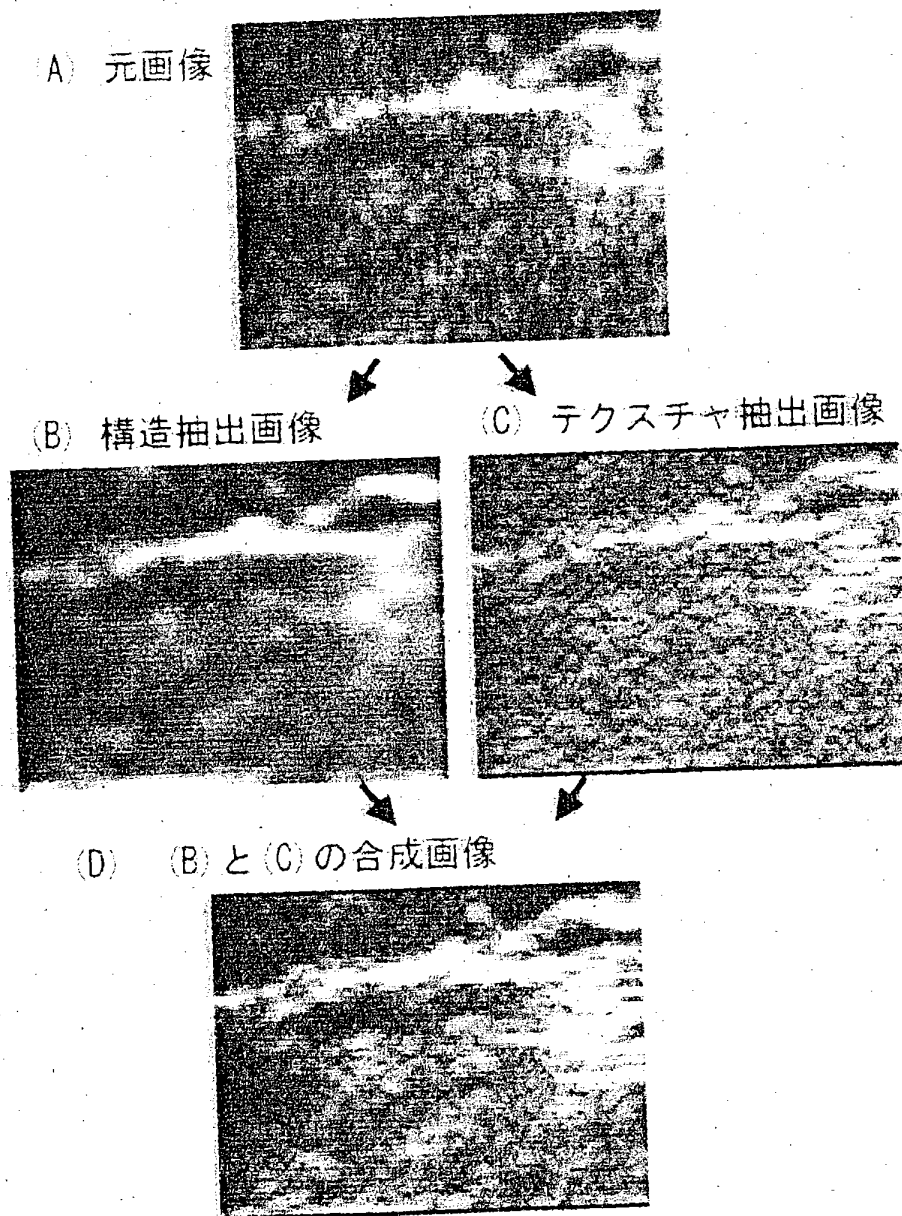
【図14】

図 14



【図15】

図 15



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】

Bモード画像データから、生体内の組織の構造を強調した構造強調画像データと生体内の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データを抽出して、これら抽出された2つの画像データを重み付けて合成した合成画像を得ることができる超音波イメージング装置を提供する。

【解決手段】

超音波イメージング装置は、生体のBモード画像データから、生体の組織の構造を強調した構造強調画像データを抽出する構造抽出部9と、生体の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データを抽出するテクスチャパターン抽出部10と、構造強調画像データとテクスチャ強調画像データを重み付けて合成し、合成画像を求める合成部12と、構造強調画像データ、テクスチャ強調画像データ、合成画像の少なくとも1つを表示する表示部13とを有する。

【選択図】 図3

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000153498]

1. 変更年月日 1990年 8月10日

[変更理由] 新規登録

住 所 東京都千代田区内神田1丁目1番14号  
氏 名 株式会社日立メディコ